

**Vergleichende Untersuchungen über den
Atemwegswiderstand gemessen mit der
plethysmographischen und der oszillatorischen
Methode bei Lungengesunden, bei Patienten mit
restriktiven, obstruktiven sowie
kombiniert obstruktiv-restriktiven
Lungenkrankheiten**

Axel Rosenheimer

1981

Aus der Kurklinik Berchtesgaden
Chefarzt Prof. Dr. J. Meier

Vergleichende Untersuchungen über den
Atemwegswiderstand gemessen mit der
plethysmographischen und der oszillatorischen Methode
bei Lungengesunden, bei Patienten mit
restriktiven, obstruktiven sowie
kombiniert obstruktiv-restriktiven
Lungenkrankheiten.

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
an der Ludwig Maximilians - Universität zu München

vorgelegt von

Axel Rosenheimer

aus

Gauting / München

1981

Mit Genehmigung des Fachbereichs Medizin der Universität München

Berichterstatter:..Prof. Dr. J. Meier.....

Mitberichterstatter:.....Prof. Dr. N. Zöllner.....

Dekan:.....Prof. Dr. G. Fruhmann.....

Tag der mündlichen Prüfung:.....16. 7. 1981.....



INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
I. <u>Einleitung</u>	
Äußere und innere Atmung	1
Spirometrische Geräte	1- 4
Prinzip der plethysmographischen Methode	5- 6
Prinzip der oszillatorischen Methode	6- 9
II. <u>Methodik</u>	
Apparaturen	9
Meßvorgang	10-11
Art der Patienten, Gesamtzahl, Kautelen	11-12
Statistische Auswertung	12-15
III. <u>Ergebnisse</u>	16-20
IV. <u>Diskussion</u>	21-26
<u>Zusammenfassung</u>	27-28
<u>Anhang</u>	
Abbildungen	29-42
Legenden zu den Abbildungen	43-45
Tabellen und statistische Berechnungen	46-64
Literaturverzeichnis	65-66

Lebenslauf

I. EINLEITUNG

a) Kurzer Abriß über die Entwicklung der Lungenfunktionsdiagnostik

1) Äußere und innere Atmung

Die Aufgabe der Atmung ist es den im Gewebe verbrauchten Sauerstoff zu ersetzen und die entstandene Kohlensäure zu eliminieren. Man unterscheidet zwischen äußerer Atmung (Lungenatmung) und innerer Atmung (Gasaustausch Blut-Gewebe). Als Transportmittel für O_2 und CO_2 dienen die Erythrozyten, die somit ein wesentlicher Bestandteil des gesamten Kreislaufes sind.

Die Lungenatmung gliedert sich in die Ventilation, d.h. die Belüftung, die Diffusion (Austausch von O_2 und CO_2) und die Perfusion, die Durchblutung der Lunge. Hieraus wird ersichtlich, daß Atemstörungen durch Einschränkung bzw. Ausfall einer oder mehrerer dieser Teilfunktionen entstehen können. Am häufigsten treten Störungen der Ventilation auf, die man mit Hilfe von spirometrischen Untersuchungen differenzieren kann.

2) Spirometrische Geräte

Im Jahre 1847/48 konstruierte Hutchinson ein Gerät (einfaches Spirometer), womit das maximal nutzbare Fassungsvermögen (Vitalkapazität) der Lunge gemessen werden konnte. Die ältesten Lungenfunktionsgeräte waren demnach Apparaturen mit einem geschlossenen System. Bei den sog. Feuchtspirographen taucht eine Leichtmetallglocke, (später auch aus Kunststoff) in einen Flüssigkeitsbehälter ein, bei den sog. Trockenspirographen wird zur Luftauf- bzw. entnahme ein Luftsack oder Balg verwendet.

Ein Meßgerät nach dem offenen System ist der heute meist verwendete Pneumotachograph. Bei dieser Methode atmet der Proband durch ein Rohr, welches durch bestimmte Filter nur eine laminare Strömung entstehen läßt (siehe Abb. 1). Die beim Ein- und Ausatmen durch dieses Rohr zu messenden Druckdifferenzen ergeben eine annähernd sinusförmige Kurve; nach elektronischer Flächenintegration läßt sich das geatmete Volumen mit einem Kymographen registrieren.

Ein Gerät zur Messung der maximalen Luftströmungsgeschwindigkeit ist der sogenannte Pneumometer. Dieser besteht ebenfalls aus einem Rohr mit konstanter Weite, durch welches der Proband atmet. Durch Veränderungen des Querschnitts mittels einer Staublinde erhöhen sich nicht nur die Strömungsgeschwindigkeit, sondern auch die Drucke vor bzw. hinter der Staublinde. Diese elektronisch verstärkten Druckimpulse lassen auf die Strömungsgeschwindigkeit im Rohr schließen.

Eine Abgrenzung restriktiver von obstruktiven Ventilationsstörungen wird mit der Compliance-Messung möglich. Die Compliance ist der reziproke Wert des elastischen Gewebswiderstandes und ist definiert durch die Gleichung:

$$C = \frac{\text{Volumen}}{\text{Druck}} = \frac{\Delta V}{\Delta P} = \frac{1}{\text{cm H}_2\text{O}}.$$

Gemessen wird dabei die Druckdifferenz zwischen Oesophagus und Außenluft, die erforderlich ist, um ein bestimmtes Luftvolumen in die Lungen einzufüllen. Da der elastische Gewebswiderstand jeweils vom Füllungszustand der Lunge mit Luft abhängig ist, sollte die Compliance nur unter statischen Bedingungen gemessen werden. Um für jeden beliebigen Füllungszustand vergleichbare Compliance-

Werte zu erhalten muß der ermittelte Wert der statischen Compliance durch das in den Lungen vorhandene Gasvolumen geteilt werden; man nennt dies die spezifische Compliance. Wesentlich ist die Compliance, wie bereits erwähnt, hauptsächlich für Lungenkrankheiten, die sich am Lungengerüst abspielen, die also mit einer Verminderung der Elastizität im Lungen-Thorax-System einhergehen.

Zu den wichtigsten einfachen Lungenfunktionsprüfungen gehören die Messung der Vitalkapazität, des FEV_1 , (forced expiration volume during the 1st sec.), des relativen FEV_1 sowie des Atemgrenzwertes. Die Vitalkapazität ist ein statisches Lungenvolumen, d.h. sie ist von der Zeitdauer der Messung unabhängig, die anderen Volumina sind dynamisch, also zeitabhängig. Bei restriktiven Ventilationsstörungen sind meist die statischen Größen, bei obstruktiven Ventilationsstörungen die dynamischen Größen verringert. Ein Nachteil aller spirographischen Methoden ist die Abhängigkeit von der optimalen Mitarbeit der Patienten. Besonders bei gutachterlichen Untersuchungen kann es somit verständlicherweise zur Verfälschung der Meßwerte kommen. Die Differenzierung kombiniert obstruktiv-restriktiver Ventilationsstörungen bedarf einer großen Erfahrung und ist selbst dann nicht immer möglich.

Innerhalb der letzten 10 Jahre wurden die meisten aller einschlägigen Laboratorien mit Ganzkörperplethysmographen ausgerüstet. Diese ermöglichen eine von der Mitarbeit des Patienten unabhängige Bestimmung des endothorakalen Atemwegswiderstandes und außerdem die Messung des sog.

thorakalen Gasvolumens (TGV). Für die Dimension des Atemwegswiderstandes hat sich auch der anglo-amerikanische Ausdruck "Resistance" eingebürgert. Anstelle Resistance wird gelegentlich auch der Begriff "Conductance" gebraucht. Es ist der reziproke Wert der Resistance und ist nach Ferlinz (2) ein Maß für die Leitfähigkeit des Bronchialsystems.

Der Atemwegswiderstand wird umso größer je mehr Strömungsturbulenzen im Bronchialsystem auftreten, je höher die Strömungsgeschwindigkeit im Bronchialsystem und je geringer das Füllungsvolumen der Lungen ist. Der Atemwegswiderstand ist durch folgende Gleichung definiert

$$R = \frac{\text{Druckdifferenz}}{\text{Stromstärke}} = \frac{\Delta P}{\dot{V}},$$

wobei die Stromstärke der Volumenänderung pro Zeiteinheit entspricht.

Das Prinzip der plethysmographischen Atemwegswiderstandsmessung wird später in unmittelbarem Vergleich zur oszillatorischen Atemwegswiderstandsbestimmung erläutert. Der absoluten Objektivität dieser Methode steht nicht nur der hohe Anschaffungspreis des Gerätes gegenüber, es ist auch in der Bedienung des Gerätes eine speziell geschulte MTA erforderlich. Hier hat sich in den letzten Jahren eine einfachere Methode zur Bestimmung des Atemwegswiderstandes angeboten, welche ebenfalls unabhängig von der Mitarbeit des Patienten ist, die sog. oszillatorische Bestimmung des Atemwegswiderstandes. Der Vorteil dieser Meßmethode ist der relativ niedrige Anschaffungspreis des Gerätes sowie die Einfachheit seiner Bedienung, so daß es auch für die Praxis Bedeutung erlangen könnte.

b) Prinzipien zweier Meßmethoden im unmittelbaren Vergleich

1) Prinzip der plethysmographischen Methode

Der Atemwegswiderstand ist definiert als die Druckdifferenz, die ein Proband aufbringen muß, um einen Liter Luft pro Sekunde im Bronchialsystem zum Strömen zu bringen, also $R = \frac{\Delta P}{\dot{V}} = \frac{\text{Druck-differenz}}{\text{Luftströmung}} .$

Die Dimension des Atemwegswiderstandes wird in Übereinstimmung mit den angeführten Literaturzitaten entsprechend den neueren physikalischen Einheiten in $\frac{\text{m bar}}{\text{l/sec}}$ angegeben, jedoch noch nicht in kPa/l/sec.

Bei der Messung mit dem Ganzkörperplethysmographen sitzt der Proband in einer luftdicht abgeschlossenen Kapsel. Durch die Thorax-Exkursionen während der Atmung entstehen darin Druckschwankungen, die mit einem Manometer registriert werden.

(ΔP -registrierendes Gerät - das Luftvolumen ändert sich nicht - sogenannte volumenkonstante Methode). Bei der druckkonstanten Methode wird Luft während der Thorax-Exkursion durch ein Ventil nach außen verschoben (sogenanntes ΔV -registrierendes Gerät).

Wenn der Proband in der Kapsel atmet, müßte man annehmen, daß Luftvolumen-Aufnahme in den Thorax und Ausweitung des Thorax sich hinsichtlich des Gesamtvolumens weitgehend ausgleichen und somit keinerlei Volumen- oder Druckschwankungen auftreten. Dies ist aber nicht der Fall, weil der Thorax sich erst ausdehnen muß (Atemarbeit), um die Druckdifferenz zwischen Außenluft und Alveole aufzubringen, damit Luftvolumen zum Strömen kommt. Der Proband muß umso mehr Druckarbeit durch den Thorax aufwenden, je höher der Strömungswiderstand ist. In einem "Atemrohr", in dem das In- und Expirationsvolumen des Probanden, wie oben beschrieben, in eine laminare Strömung gebracht wird, mißt man gleichzeitig die Luftströmung $\dot{V}$.

Die beiden ermittelten Größen ΔV und ΔP werden von einem x-y Schreiber registriert, d.h. die x-Achse ist identisch mit ΔP , die y-Achse mit ΔV .

(Schematische Darstellung des Zustandekommens der Resistance-Schleife siehe Abb. 2). Im Schnittpunkt der Ordinate und der Abszisse befindet sich der Strömungsnulldpunkt. Die Inspirationsphase kommt bei positiver Druckdifferenz im rechten oberen Quadranten des Koordinatensystems, die Expirationsphase bei negativen Druckverhältnissen im linken unteren Quadranten zur Darstellung. Je geringer die erforderliche Druckdifferenz ist, um ein Volumen zum Strömen zu bringen, um so steiler ist die Volumendruckkurve und umgekehrt.

Die Messung erfolgt während ruhiger Atmung des Probanden in Atemmittellage und ist von der Mitarbeit weitgehend -unabhängig. Sie erfolgt bei einer Atemfrequenz zwischen 0,3 und 0,5 Hz. Man erreicht dies, indem man den Probanden z.B. nach einem Metronom atmen läßt. Als Normbereich des Atemwegswiderstandes bei erwachsenen Personen kann eine Resistance bis 2,9 m bar/l/sec angesehen werden. Bei Kindern liegt der Normbereich wesentlich höher (infolge des kleineren Thoraxvolumens).

2) Prinzip der oszillatorischen Methode

Generell wird bei Oszillationsmethoden durch einen Strömungs- oder Druckgenerator der Atmung eine höherfrequente Oszillationsströmung überlagert, die nicht nur über die Atemwege als Gasstrom fließt, sondern die auch das Körpergewebe mitschwingen läßt und sich als Verschiebungsstrom durch die Thoraxwand nach außen fortsetzen kann. Aus dem Verhältnis Wechseldruck und Wechselströmung läßt sich nach folgender mathematischer Gleichung der Atemwegswiderstand berechnen.

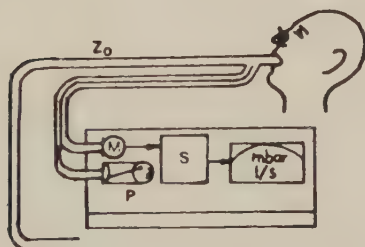
$$\text{Strömungswiderstand} = \frac{\text{Druckdifferenz } \Delta P}{\text{Strömung } \dot{V}} \quad \frac{\text{m bar}}{\text{l/sec}}$$

$$\text{Atemwegswiderstand} = \frac{\text{Munddruck}}{\text{Oszillationsstrom}}$$

$$R_{os} = \frac{P_m}{\dot{V}}$$

Hieraus wird ersichtlich, daß die Thoraxwand mit in die Gleichung eingeht. Nimmt man eine Pumpe mit bekannter Strömung, kann man allein aus der Bestimmung des Wech-seldruckes am Mundraum auf den oszillatorischen Atem-wegswiderstand schließen.

Den prinzipiellen Aufbau des Gerätes zeigt die folgende Abbildung (1a).



Der Proband atmet Raumlufte durch den Referenzwiderstand Z_0 (Schlauch bestimmten Durchmessers und einer bestimmten Länge; Totraum ca. 100 ml).

Die Membranpumpe P überträgt am Mundstück einen mit 10 Hz oszillierenden Volumenstrom, der sich entsprechend dem Atemwegswiderstand auf den Atemtrakt und den Referenzwiderstand Z_0 aufteilt. Der Referenzwiderstand ist für die Ruheatmung unendlich klein, jedoch für den Oszillationsstrom unendlich hoch. Die Aufteilung des Volumenstroms wird von einem Mikrophon M erfasst und über eine Signalverarbeitung S direkt auf ein Zeigerinstrument weitergeleitet (Skaleneinteilung von 0 - 11). Das Gerät muß vor jeder Untersuchung auf den Nullpunkt und den Unendlichkeitapunkt entsprechend einem unendlich hohen Atemwegswiderstand eingeeicht werden. Bei der Messung ist außer einer ruhigen Atmung, der Vermeidung von Schluckakten, einer verschlossenen Nase (Nasenklemme), keinerlei Mitarbeit von seiten des Probanden erforderlich. Bei größeren Obstruktionen kann es vorkommen, daß der Proband die Oszillation spürt, was sich jedoch nicht nachteilig auf die Untersuchung auswirkt.

Leichte Bedienbarkeit, niedriger Anschaffungspreis, leichte Transportabilität (Messung des Atemwegswiderstandes bei Schwerkranken, selbst bei Bewußtlosen) sind erhebliche Vorteile gegenüber der plethysmographischen Methode. Gelegentlich kommt es bei Patienten auch zu Angstzuständen in der geschlossenen Kapsel, so daß ausschließlich mit der oszillatorischen Messung Anhaltswerte über den Atemwegswiderstand zu erzielen sind. Auch bei der oszillatorischen Methode sollte der Meßvorgang registriert werden. Es empfiehlt sich vor allem aus Gründen der Dokumentation, um Schluckartefakte auszuschließen, bei Überprüfung des Therapieerfolges

von Broncho-Spasmolytika, Sekretolytika usw., für Phasenmessungen (Ausbausatz am Gerät) bei Zuschaltung eines Spirographen zur Darstellung der Abhängigkeit des Atemwegswiderstandes von In- und Expiration.

Aus Abb. 4 lassen sich schematisiert die Unterschiede der beiden Meßmethoden ersehen.

Es war bekannt, daß die plethysmographisch gemessenen Werte nicht mit den oszillatorischen Werten gleichgesetzt werden können, da diese im Normbereich in der Regel höher und in pathologischen Bereichen niedriger liegen. In-wie-weit sich diese beiden Meßgrößen koordinieren lassen, soll durch die folgenden Untersuchungen festgestellt werden.

II. METHODIK

a) Apparaturen

Gemessen wurde der Atemwegswiderstand in folgender Reihenfolge:

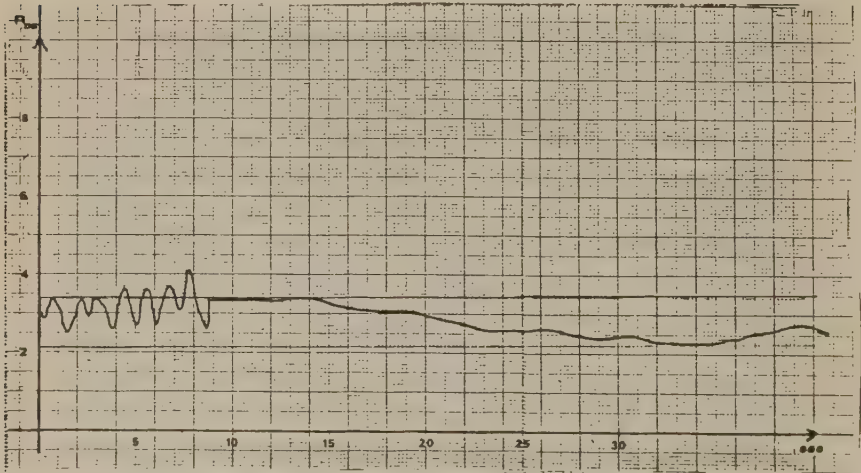
1. Mit dem Ganzkörperplethysmographen der Firma Siemens
2. mit dem Siregnost FD 5 von Siemens, welcher die oszillatorische Atemwegswiderstandsmessung ermöglicht.

Der Ganzkörperplethysmograph wurde morgens einmal geeicht, der Siregnost FD 5 muß, wie beschrieben, vor jeder Untersuchung neu eingeeicht werden. Da der Atemwegswiderstand einem zirkadianen Rhythmus unterliegt und gegen Mittag zu steigt, ebenso wie gegen 23.00 Uhr und 5.00 Uhr morgens, wurden die Untersuchungen ausschließlich zwischen 8.00 und 10.00 Uhr durchgeführt.

b) Meßvorgang

Beide Meßvorgänge folgten unmittelbar aufeinander, der zeitliche Unterschied betrug maximal 5 Minuten. Die Messung erfolgte ausschließlich im Sitzen, wobei darauf geachtet wurde, daß der Proband bequem saß, aber nicht mit eingeknicktem Oberkörper (künstliche Restriktion durch Druck der Abdominalorgane auf den Thoraxraum). Im Anschluß an die Atemwegswiderstandsbestimmungen wurde bei jedem Probanden ein Spirogramm aufgezeichnet, bestehend aus Vitalkapazität, FEV_1 , relativem FEV_1 , Peak Flow und AGW. Die Erstellung des Spirogramms erfolgte ebenfalls im Siregnost, wobei lediglich der Spirozeptorarm aus der Kapsel geklappt wird (der Proband sitzt jetzt vor der Kapsel). Sämtliche Untersuchungen wurden mit dem gleichen xy-Schreiber registriert, auch die oszillatorischen Atemwegswiderstandsmeßwerte.

In der folgenden Abbildung ist das Resistogramm eines Lungengesunden dargestellt (siehe auch Abb. 5).



Die Abbildung des Diagramms entspricht 2/3 des Originals

Auf der Ordinate ist der oszillatorische Atemwegwiderstand R_{os} aufgetragen, auf der Abszisse die Zeit der Registrierung in Sekunden (bei dieser Untersuchung horizontale Ablenkung des Schreibstiftes 300 mm/min). Zunächst zeigt das Resistogramm die atemabhängige Änderung des Atemwegwiderstandes (hohe Werte bei Expiration, niedrige Werte bei Inspiration). Nach etwa 9 sec Registrierzeit sind nach Umschaltung die Mittelwerte zwischen In- und Expiration aufgezeichnet.

Abb. 6 zeigt die Oszillogramme eines Lungengesunden, eines Patienten mit einer mäßigen bis mittelgradigen Obstruktion sowie das eines Patienten mit einer erheblichen obstruktiven Ventilationsstörung (10). Während bei einem Lungengesunden die oszillatorischen Werte bei In- und Expiration nur geringe Veränderungen aufweisen, nehmen diese mit dem Grad der Obstruktion zu.

c) Art der Patienten, Gesamtzahl und Kautelen

Die Untersuchungen wurden ausschließlich an stationären Patienten durchgeführt. Die Einteilung erfolgte in 4 Gruppen:

1. Lungengesunde,
2. Patienten mit ausschließlich obstruktiver Ventilationsstörung
3. Patienten mit rein restriktiven Ventilationsstörungen und
4. Patienten mit kombiniert obstruktiv-restriktiven Ventilationsstörungen.

Die Zuteilung der einzelnen Probanden in die 4 Kollektive erfolgte laut nachstehenden Kautelen:

1. spezifische Lungenanamnese
2. eingehende klinische Untersuchung
3. Röntgenbild des Thorax
4. Laborstatus
5. umfassende Lungenfunktionsanalyse.

Insgesamt wurden 160 Probanden untersucht; 57 konnten dem Kollektiv der kombiniert obstruktiv-restriktiven Ventilationsstörungen zugeordnet werden, 38 den rein restriktiven Ventilationsstörungen, 34 den rein obstruktiven Ventilationsstörungen; 31 waren lungengesund.

Die Errechnung des gesamten endobronchialen Strömungswiderstandes (R_t) erfolgte aus den Diagrammen der Firma Siemens, die des oszillatorischen Atemwegswiderstandes (R_{os}) aus der Mittelwertskurve des oben beschriebenen Resistogramms. Die Integration der in- und expiratorischen Extremwerte zur Mitteldruckkurve erfolgte durch Betätigung eines Wählschalters am FD 5.

Die prozentualen Angaben der Vitalkapazität und des Atemgrenzwertes beziehen sich auf die Mittelwertstabellen nach Baldwin, Cournand und Richards (1). Sie sind aus den Werten errechnet worden, gemessen an lungengesunden Patienten, die sich jedoch wegen anderer Krankheiten in stationärer Behandlung befanden.

d) Statistische Auswertung

Die beiden Meßwerte für jeden Probanden (R_t , R_{os}) wurden in ein Koordinationssystem eingetragen. Da es sich bei beiden Variablen um metrische Daten handelt, kann man den Grad ihres Zusammenhanges durch den Pearsen-

Brawai'schen Maß-Korrelationskoeffizienten $r_{x,y}$ beschreiben. Dieser ist eine dimensionslose Größe. Es können daraus Werte im Bereich von -1 bis $+1$ resultieren ($-1 \leq r \leq +1$).

$r = -1$ besagt: zwischen den beiden Variablen besteht ein ausgeprägtes Gegensatzverhältnis, d.h. hohe Meßwerte von x treten stets mit niedrigen y -Werten gepaart auf.

$r = +1$ drückt einen positiven streng linearen Zusammenhang beider Variablen aus: hohen x - sind hohe y -Werte zugeordnet.

$r = 0$ besagt, beide Variablen stehen in keinem statistischen Zusammenhang miteinander, sondern streuen unabhängig voneinander. Voraussetzung für die Berechnung des Korrelationskoeffizienten ist es, daß

1. x und y irgendwie linear miteinander in Zusammenhang stehen, daß
2. beide Variablen normal verteilt sind.

Es gibt viele verschiedene Formeln mit denen r berechnet werden kann. Alle sind mathematisch gleichwertig und können ineinander übergeführt werden. Bei dieser Arbeit wurde der Korrelationskoeffizient aus folgender Formel berechnet:

$$r_{x,y} = \frac{n \sum x_i y_i - (\sum x_i) (\sum y_i)}{\sqrt{[n \sum x_i^2 - (\sum x_i)^2] [n \sum y_i^2 - (\sum y_i)^2]}}$$

Die jeweiligen Korrelationskoeffizienten sind bei den einzelnen Streudiagrammen angeführt und werden in der Diskussion der Ergebnisse besprochen. Zur Darstellung bivariabler Verteilungen eignet sich außer der Erstellung des sogenannten Streudiagrammes (Korrelationsdiagramm) auch die Aufstellung einer sogenannten Regressionsgeraden, welche den Punkteschwarm am besten repräsentiert.

Definition:

Eine Regressionslinie ist eine Gerade, für welche die Summe der Quadrate der Abweichungen aller Punkte ein Minimum bildet. Die Lage einer Geraden in einem Koordinatensystem ist durch die Formel

$$y = mx + b$$

definiert. Wir berechnen aus folgender Formel die Steigung der Regressionsgeraden

$$m = \frac{\sum x_i y_i - \frac{\sum x_i \sum y_i}{N}}{\sum x_i^2 - \frac{(\sum x_i)^2}{N}} \quad \text{für } y_i \text{ aus } x_i$$

$$m' = \frac{\sum x_i y_i - \frac{\sum x_i \sum y_i}{N}}{\sum y_i^2 - \frac{(\sum y_i)^2}{N}} \quad \text{für } x_i \text{ aus } y_i$$

für den Schnittpunkt mit der y-Achse ergibt sich

$$b = \frac{\sum y_i - m \sum x_i}{N}$$

Setzt man für x eine beliebige Zahl in die Geradengleichung $y = mx + b$, so erhält man den zugehörigen Ordinatepunkt und kann die Regressionsgerade durch die zwei Punkte ziehen. Die Standardabweichung wurde mit folgender Gleichung berechnet:

$$\delta x = \frac{\sum x_i^2 - \frac{(\sum x_i)^2}{N}}{N - 1}^{1/2}$$

$$\delta y = \frac{\sum y_i^2 - \frac{(\sum y_i)^2}{N}}{N - 1}^{1/2}$$

Sie ist ein mit der Varianz zusammenhängendes Variabilitätsmaß. Die Standardabweichung wurde nur bei dem Kollektiv der Lungengesunden und den rein restriktiven Ventilationsstörungen errechnet. Es kann hier angenommen werden, daß sich der Streubereich in der Form einer Gauss'schen Normalverteilungskurve verhält. Die Abweichung von der Regressionsgeraden und der prozentuale Anteil der Meßwertpaare im 1-Sigma-Bereich wurde durch die Berechnung des Standardschätzfehlers ermittelt. In diese Gleichung geht die Standardabweichung und der Korrelationskoeffizient mit ein. Bei dem Standardschätzfehler handelt es sich um eine Standardabweichung, die bei Annahme einer bivariablen Normalverteilung der Streuungsdiagramme folgende Merkmale aufweist:

1. für jeden einzelnen x-Wert sind die zugehörigen y-Werte normal verteilt.
2. für jeden einzelnen x-Wert haben die zugehörigen y-Werte eine Varianz y_x .
3. bildet man für jeden x-Wert das Mittel der zugehörigen y-Werte, so liegen diese y-Mittel auf einer Geraden.

Der Standardschätzfehler (standard error of estimate) für die Vorhersage von y aus x hat folgende Gleichung.

$$\delta e = \delta y \sqrt{1 - r_{xy}^2}$$

III. Ergebnisse

Insgesamt wurden 160 Personen untersucht, darunter zwei Frauen. Das Durchschnittsalter betrug 61,4 Jahre; der jüngste Proband war 39, der älteste 83 Jahre alt ($39 \leq x \leq 83$).

Für das Kollektiv der 31 Lungengesunden errechnete sich ein Durchschnittsalter von 57,8 Jahren ($39 \leq x \leq 72$); für das Kollektiv der 38 Patienten mit rein restriktiven Ventilationsstörungen ergaben sich 61,7 Jahre ($43 \leq x \leq 82$). Das Kollektiv der 34 Patienten mit rein obstruktiven Ventilationsstörungen hatte ein Durchschnittsalter von 64,2 Jahren ($56 \leq x \leq 75$), das der 57 Patienten mit kombiniert obstruktiv-restriktiven Ventilationsstörungen 61,7 ($51 \leq x \leq 77$) Jahre.

Die Tabellen 1 - 4 beinhalten neben den Daten der Patienten (Alter, Körpergröße und Gewicht) die Werte für die Atemwegswiderstände (R_t , R_{os}), die Vitalkapazität, den Atemgrenzwert und deren Prozentwert bezogen auf die Mittelwerte nach Baldwin, Cournand und Richards (1).

In den Abbildungen 1 - 6 sind in schematischer Form die verwendeten Meßgeräte für die beiden verglichenen Untersuchungsmethoden dargestellt, sowie die daraus resultierenden Strömungsdiagramme wiedergegeben.

Abbildung 7 zeigt das sogenannte Streuungsdiagramm (Korrelationsdiagramm R_{os} zu R_t) der 31 untersuchten lungengesunden Probanden (Einzelwerte siehe Tabelle 1).

Die Berechnung von r_{xy} , die Steigung der Regressionsgeraden, der Schnittpunkt mit der y-Achse, die Standardabweichung, der Standardschätzfehler und die Konstruktionspunkte für die Regressionsgeraden sind aus den Tabellen 1a - c (Seite 51-53) ersichtlich. Auf der Ordinate der Abb. 7 ist der oszillatorische Atemwegswiderstand R_{os} , auf der Abszisse der plethysmographische Atemwegswiderstand R_t aufgetragen, beide mit der Dimension mbar/l/sec. Durch den Punkteschwarm wurde eine Regressionsgerade gelegt. Beide Regressionsgeraden, y aus x und x aus y , sind in diesem Fall identisch. Der Maßkorrelationskoeffizient $r_{xy} = 0,5$ zeigt keinen linearen Zusammenhang beider Variablen, so daß im Korrelationsdiagramm eine deutliche Streuung um die Regressionsgerade zu sehen ist.

Die Abbildung zeigt auch, daß den korrespondierenden x_i -Werten jeweils höhere y_i -Werte zugeordnet sind und umgekehrt. Die oszillatorischen Werte bewegen sich zwischen $1,7 \leq y \leq 3,7$, der Mittelwert beträgt 2,7; die plethysmographischen Werte dagegen liegen mit $0,6 \leq x \leq 2,8$ deutlich niedriger.

Unter der Annahme, daß sich der Punkteschwarm analog einer Gauß'schen Normalverteilung verhält, liegen bei einer Standardabweichung von 0,6 55% der oszillatorischen Werte im 1-Sigmapbereich und 100% im 2-Sigmapbereich. Im Delta-e-Bereich liegen 58% der oszillatorischen Werte, d.h. 58% der Werte streuen um die Regressionsgerade im Bereich Delta-e.

Bemerkenswert ist, daß im Normbereich die oszillatorischen Atemwegswiderstände bis auf zwei Probanden immer deutlich höher liegen als die plethysmographischen Atemwegswiderstände. Die obere Grenze des oszillatorischen Atemwegswiderstandes für Lungengesunde lag in unserem Kollektiv bei 3,7 mbar/l/sec.

Alle Probanden dieses Kollektivs waren hinsichtlich der Anamnese, des klinischen Befundes sowie der übrigen Lungenfunktionsparameter unauffällig.

Abbildung 8 zeigt das Korrelationsdiagramm der Atemwegswiderstände von 38 Patienten mit rein restriktiven Ventilationsstörungen. Der Maßkorrelationskoeffizient ergibt mit $r_{xy} = 0,6$ keinen linearen Zusammenhang zwischen den beiden Variablen. Bei der Betrachtung des Korrelationsdiagramms könnte man einen kurvi-linearen Zusammenhang diskutieren (Steigung der Regressionsgeraden und deren Konstruktionspunkte siehe Tabelle 2a - c). Die oszillatorischen Atemwegswiderstände bewegen sich zwischen $1,6 \leq y \leq 4,8$ mbar/l/sec, der Mittelwert beträgt 3,2. Die plethysmographischen Werte liegen mit $0,7 \leq x \leq 2,9$ mbar/l/sec wieder deutlich niedriger. Die Regressionsgerade zeigt für niedrige x_i deutlich höhere y_i als in Abbildung 7. 10 Probanden (Meßpunkte gekennzeichnet mit Kreisen) überschreiten die oszillatorisch gemessenen Maximalwerte der Lungengesunden ($< 3,7$ bzw. nach der Literatur 4,0 mbar/l/sec), der plethysmographische Normbereich ($< 2,9$ mbar/l/sec) wird dagegen niemals überschritten. (Siehe x-Achse Abbildung 8). Nimmt man wiederum an, daß sich der Punkteschwarm analog einer Normalverteilung verhält, so liegen hier 68% der Probanden im 1-Sigma-Bereich und 100% der Probanden im 2-Sigma-Bereich. Im Delta-e-Bereich liegen 66% der oszillatorischen Atemwegswiderstände.

Abbildung 9 zeigt das Korrelationsdiagramm der Atemwegswiderstände von Patienten mit rein obstruktiven Ventilationsstörungen. Der Maßkorrelationskoeffizient weist mit $r_{xy} = 0,81$ einen positiv linearen Zusammenhang auf. Die Steigung der Regressionsgeraden sowie deren Konstruktionspunkte sind

aus den Tabellen 3a - c ersichtlich. Der plethysmographische Bereich reicht von $1,3 \leq x \leq 12,4$ mbar/l/sec, also vom Normbereich bis zur erheblichen obstruktiven Ventilationsstörung.

Zehn Probanden, also 29,5%, liegen plethysmographisch gemessen, unter 3,0 mbar/l/sec. Sie weisen anamnestisch und klinisch die für eine chronische Bronchitis typischen Beschwerden und Befunde auf.

Der oszillatorisch gemessene Bereich reicht von $2,5 \leq y \leq 9,6$ mbar/l/sec. Die Regressionsgerade wiederum zeigt für niedrige plethysmographische Werte höhere oszillatorische Werte, dagegen für höhere plethysmographische Werte ($R_t \geq 10$ mbar/l/sec) niedrigere oszillatorische Werte.

Abbildung 10 läßt erkennen, daß 88% der Meßwertpaare im Delta-e-Bereich liegen (zwischen den gestrichelten Linien). Zwei Meßpunkte mit mäßig bzw. mittelgradigen Obstruktionen, gekennzeichnet mit geringelten Meßpunkten, fallen deutlich aus der Reihe der Meßwertpaare.

Abbildung 11a zeigt das Plethysmogramm des Patienten R.H. mit obstruktiven Veränderungen vorwiegend im expiratorischen Bereich, wobei der Neigungswinkel des Diagrammes nur mäßig verändert ist. Dem entsprechend liegt der plethysmographisch gemessene Atemwegswiderstand bei 5,9, der oszillatorische dagegen bei 8,4 mbar/l/sec.

Im Gegensatz dazu erweist sich im Plethysmogramm des Patienten S.W. (Abb. 11b) der Neigungswinkel mit 58,4 Grad als deutlich kleiner. Bei ebenfalls inhomogener Obstruktion resultiert eine R_t von 6,9 mbar/l/sec, der oszillatorisch gemessene Wert liegt dagegen mit 5,0 mbar/l/sec nur relativ wenig über dem Normbereich.

Abbildung 12 zeigt das Korrelationsdiagramm der Atemwegswiderstände der 57 Probanden mit kombiniert obstruktiv-restriktiven Ventilationsstörungen. Betrachtet man die Meßwertpaare, die plethysmographisch gemessen eine geringe obstruktive Ventilationsstörung aufweisen, so ergibt sich für die dazugehörigen oszillatorischen Werte überwiegend eine Streuung nach oben, wie dies schon im Kollektiv der rein restriktiven Ventilationsstörungen zu finden war. Der Maßkorrelationskoeffizient des gesamten Kollektivs ergibt mit 0,75 einen positiven linearen Zusammenhang, ist jedoch geringer als im Kollektiv der rein obstruktiven Ventilationsstörungen. Der Steigungswinkel ist demzufolge kleiner. Im unteren plethysmographischen Bereich finden sich für die jeweiligen x_i -Werte höhere y_i -Werte, im oberen plethysmographischen Bereich finden sich für die jeweiligen x_i -Werte niedrigere y_i -Werte. Jedoch liegen hier insgesamt gesehen die y_i -Werte höher als im obstruktiven Kollektiv, obwohl ein ähnlich großer plethysmographischer Bereich gemessen wurde ($3 \leq x \leq 14,8$). Der oszillatorische Bereich geht von $2,4 \leq y \leq 9,5$ mbar/l/sec. Im Bereich Delta-e (gestrichelte Linien) liegen 81% der Meßwertpaare (Abb. 13). Je 7 Meßpunkte (Kennzeichnung mit Ring) in der Abbildung 12 bzw. 13 zeigen wieder eine deutlichere Streuungstendenz, bezogen auf die Regressionsgerade des Gesamtkollektivs. Die Ursachen dafür werden in der Diskussion erörtert.

IV. DISKUSSION

Es wurden jeweils die Atemwegswiderstandswerte, gewonnen vom gleichen Patienten mit verschiedenen Meß-Methoden, in ein Koordinationssystem eingetragen.

Zur Diskussion stand, in-wieweit der Atemwegswiderstand R_t , gemessen mit dem Bodyplethysmographen (Abszisse) mit dem oszillatorischen Atemwegswiderstand R_{os} (Ordinate) vergleichbar ist bzw. mit dem erstgenannten Wert korreliert. Durch das sogenannte Streuungsdiagramm und dessen mathematisch statistische Aussage (Korrelationskoeffizient) hatte sich ergeben, daß bis zu einem gewissen Grad zwar ein Zusammenhang dieser beiden Variablen gegeben ist, eine strenge Korrelation aber nicht vorliegt. Ob die einen größeren Bereich umfassenden plethysmographischen Meßwerte tatsächlich genauer sind, als die oszillatorischen Atemwegswiderstände, ist bis heute nicht absolut erwiesen; Vergleiche mit den klinischen und radiologischen Befunden lassen jedoch den Schluß zu, daß der R_t , gemessen im Bodyplethysmographen, den klinisch relevanten pathophysiologischen Befunden eher entspricht, als der R_{os} . Es handelt sich bei letzterem also mit Wahrscheinlichkeit nicht nur um eine Einengung der Meßskala, insbesondere im hohen und niedrigen Meßbereich, sondern um physikalisch in anderer Weise zu definierende Werte, die zwar einige Parameter mit dem R_t gemeinsam haben, aber sich offensichtlich in wesentlichen Punkten voneinander unterscheiden. Ehe dieser Schluß zulässig ist, müssen in die Überlegungen, welche unterschiedlichen Faktoren dabei eine Rolle spielen, die nächstliegenden Möglichkeiten einbezogen werden.

Eine Beeinflussung der beiden Variablen, R_{os} und R_t , ist, wenn auch wahrscheinlich nur in geringem Maße durch den zeitlichen Abstand der Einzeluntersuchungen gegeben. Obwohl die Untersuchungen in einem sehr eng begrenzten Zeitraum erfolgten (innerhalb von 10 Min) so darf der daraus möglicherweise resultierende Unterschied der Meßwerte nicht unterschätzt werden.

Dagegen läßt sich einwenden, daß im allgemeinen innerhalb so kurzer Zeit kaum eine wesentliche Veränderung im Patienten vorgeht; wer aber Messungen bei solchen Patienten durchgeführt hat, weiß, daß nicht nur das Eintreten Dritter in den Untersuchungsraum Einfluß auf die Meßwerte haben kann, sondern bereits die nochmalige Inanspruchnahme zur zweiten Messung bzw. der Wechsel des Untersuchungsgerätes. Vor allem bei Patienten mit obstruktiven Atemwegserkrankungen, insbesondere mit allergischer Komponente, kann jedenfalls die psychische Verfassung auf den Atemwegswiderstand nicht unerheblich sich auswirken. Daß die Zeitdifferenz im allgemeinen nur von untergeordneter Bedeutung sein kann, ergibt sich aus "Doppelbestimmungen" d.h. zwei Messungen des Atemwegswiderstandes in unmittelbarer Folge am gleichen Gerät.

Im weiteren soll nun anhand einzelner Diagramme und der dazu gehörigen statistischen Größen versucht werden, eine Erklärung für die zum Teil geringen, zum Teil sehr erheblichen Abweichungen der Meßwerte zu finden.

Aus Abbildung 7, die das Korrelationsdiagramm der lungengesunden Probanden zeigt, geht hervor, daß die oszillatorisch gemessenen Atemwegswiderstände mit dem Normbereich der R_t zwar relativ gut übereinstimmen, aber in der überwiegenden Zahl höher als die plethysmographisch gemessenen Atemwegswiderstände liegen.

Die obere Grenze des oszillatorischen Atemwegswiderstandes liegt bei 4 mbar/l/sec. Dies ist verständlich, wenn man sich das Prinzip dieser Meßmethode veranschaulicht. Wie schon beschrieben, geht dabei der morphologische Zustand von Lunge, Zwerchfell und Thoraxwand mit in den Atemwegswiderstand ein (2,9). Demnach ist nicht nur die Expansionsfähigkeit des Thorax, sondern vor allem auch der Durchmesser der Thoraxwand (abhängig von Muskelmasse und Fettgewebe) mitbestimmend für die Meßgröße R_{os} , was sich bei einzelnen adipösen Probanden nachweisen ließ.

Aufgrund der zu kleinen Anzahl dieser Patienten wurde jedoch im Rahmen dieser Arbeit auf eine zusätzliche diesbezügliche Selektion verzichtet.

Diese Untersuchungen haben in Übereinstimmung mit anderen Autoren (2,13) gezeigt, daß bei niedriger R_t eine relativ hohe Ros vorliegen kann. Für falsch niedrige Ros können auch sog. kapazitive Nebenschlüsse, welche ein Abströmen des Oszillationsstromes vor Erreichen der Lunge ermöglichen, in Betracht kommen (2,13), von methodischen Fehlern ganz abgesehen. Wahrscheinlich dürfte die Ursache jedoch in dem niedrigeren ITGV bei adipösen Probanden liegen, woraus höhere Werte für Ros resultieren und umgekehrt niedrigere Werte für Ros bei höherem ITGV.

Der Maßkorrelationskoeffizient zeigt in Abbildung 7 mit $r_{xy} = 0,49$ keinen linearen Zusammenhang; da alle Untersuchten als lungengesund aufgrund der Auswahlkriterien (Anamnese, klinische Untersuchung, Röntgen-Thoraxbild) angesehen werden können, sind die auftretenden Streuungen der Meßwertpaare ausschließlich durch die o.g. Variablen zu erklären.

Abbildung 8 zeigt die Streubreite des Ros im Normbereich der R_t bei rein restriktiven Ventilationsstörungen. Wiederum liegt der oszillatorische Atemwegswiderstand höher als der plethysmographische. Der größte Teil der Meßwertpaare liegt hier wesentlich höher, die höchsten Werte nahe 5 mbar/l/sec. Selbst, wenn man die drei Probanden, die nicht nur oszillatorisch, sondern auch plethysmographisch im oberen Normbereich liegen, unberücksichtigt läßt, so zeigt sich im Bereich der rein restriktiven Ventilationsstörungen insgesamt eine größere Streubreite, als bei den Lungengesunden (13,14).

Der Maßkorrelationskoeffizient zeigt, wie zu erwarten, mit $r_{xy} = 0,6$ keinen Zusammenhang. Zweifellos könnte der Punkteschwarm des Streudiagrammes durch eine Kurve, wie z.B. eine Parabel besser repräsentiert werden. Zur Diskussion steht jedenfalls die Ursache für die größere Streubreite im Kollektiv der rein restriktiven Ventilationsstörungen, die plethysmographisch ausnahmslos im Normbereich des Atemwegswiderstandes liegen.

Bei den rein restriktiven Ventilationsstörungen handelt es sich hauptsächlich um Patienten mit sogenannten Mantelschwarten an einer oder an beiden Lungen, Schwarten in Form von Zwerchfell-Pleura-Verwachsungen, Lungenfibrosierungen usw. Hier stehen bindegewebige Verdickungen von ehemals feinsten Lungenstrukturen im Vordergrund, die evtl. auch noch verkalkt sein können. Wie im Kapitel "Prinzip der oszillatorischen Methode" bereits beschrieben, breitet sich bei Oszillationsmethoden der Oszillationsstrom nicht nur über das Röhrensystem des Bronchialastes aus, sondern bringt auch alle Gewebe zum Schwingen, d.h. er breitet sich über die Körpergewebe aus und versetzt sie dabei in Schwingung. Somit erklärt sich auch, warum die Thoraxwand mit in die oszillatorische Atemwegswiderstandsmessung eingeht. Es werden also neben der Thoraxwand nicht nur feste, sondern auch bindegewebig verdickte Lungenanteile in Schwingung versetzt. Da aus dem Kollektiv der rein restriktiven Probanden die mit den kreisförmigen Meßpunkten gekennzeichneten Untersuchten die oben beschriebenen Kriterien (Schwarten) aufweisen, könnte man folgern, daß es diese Strukturen sind, die zur Erhöhung des oszillatorischen Atemwegswiderstandes beitragen. Nach Petro (13) korreliert eine verminderte Compliance mit einer Erhöhung von Ros. Diese Aussage bezieht sich auf die volumen- wie auch nicht volumenbezogene Compliance. Inwieweit dies auf rein restriktive Ventilationsstörungen zutrifft, geht aus dieser Arbeit nicht hervor. Jedenfalls ist eine Verminderung der Compliance bei restriktiven Ventilationsstörungen sicher vorhanden.

Bei rein obstruktiven Ventilationsstörungen reicht der plethysmographische Bereich von 1,3 bis 12,4 mbar/l/sec, der oszillatorische Bereich von 2,5 bis 9,6 mbar/l/sec (Abb. 9). Für kleine plethysmographische Atemwegswiderstände ergeben sich höhere oszillatorische, für relativ hohe plethysmographische niedrige oszillatorische Werte. Dies hat vorwiegend apparative Gründe. Der plethysmographische Meßbereich reicht von Null bis praktisch unendlich, der oszillatorische dagegen von Null bis 11, da 11 einem unendlich hohen Ros entspricht. Für hohe plethysmographische Werte ergeben sich also zwangsläufig niedrigere oszillatorische Werte. Die Erklärung für die höheren oszillatorischen Werte im unteren und mittleren plethysmographischen Bereich wurde bereits oben gegeben.

Abbildung 9 zeigt, daß 5 Meßpunkte im oberen plethysmographischen Normbereich oszillatorisch zwischen 4 und 5 mbar/l/sec liegen. Bei diesen Versuchspersonen ergaben sich, wie in den Ergebnissen beschrieben, anamnestisch und auch klinisch eindeutige Zeichen für eine chronische Bronchitis.

Bei erheblichen obstruktiven Ventilationsstörungen kann es durch sogenannte kapazitive Nebenschlüsse, also durch Abfließen des Oszillationsstromes (nicht schließender Glottisdeckel usw) zu falsch niedrigen oszillatorischen Werten kommen (2,13). Eine fortschreitende obstruktive Ventilationsstörung führt durch Zugrundegehen von Lungengewebe zum sekundären Lungenemphysem. Der Untergang des Lungengewebes verkleinert die schwingende Masse und damit auch den Ros; auch die Compliance nimmt ab, während das TGV zunimmt. Dies wäre auch eine Erklärung dafür, daß bei Emphysematikern eine Näherung der beiden Variablen Ros und R_t statthat.

Der Maßkorrelationskoeffizient r_{xy} zeigt im Kollektiv der rein obstruktiven Ventilationsstörungen einen positiv linearen Zusammenhang. Die Regressionsgerade y aus x , bei der 82% der Meßwertpaare im Delta-e-Bereich liegen, repräsentiert den Punkteschwarm wesentlich besser, als bei den Lungengesunden

und rein restriktiven Lungenveränderungen. Es ist erstaunlich, daß andere Autoren (2,6,9,13) eine ebenso positive Korrelation fanden, obwohl sie keine Trennung von Lungengesunden und Patienten mit den unterschiedlichsten Lungenkrankheiten vorgenommen haben.

Die Meßwerte bei den in dieser Arbeit untersuchten kombiniert obstruktiv-restriktiven Ventilationsstörungen weisen einen plethysmographischen Bereich von $3 \leq x \leq 14,8$ mbar/l/sec (x-Achse) und einen oszillatorischen Bereich von $2,4 \leq y \leq 9,5$ mbar/l/sec (y-Achse) auf (Abb. 12). Der Maßkorrelationskoeffizient ergibt für dieses Kollektiv einen positiven linearen Zusammenhang ($r_{xy} = 0,75$), der jedoch etwas geringer ist, als im Kollektiv der rein obstruktiven Ventilationsstörungen. Im Delta-e-Bereich der Regressionsgeraden y aus x (Abb. 13) liegen 81% der Meßwertpaare.

Zusammenfassend läßt sich feststellen, daß bei kombiniert obstruktiv-restriktiven Ventilationsstörungen eine größere Streubreite der Meßwertpaare vorliegt, als bei den rein obstruktiven Ventilationsstörungen. Dies dürfte aus einer Interferenz beider Krankheitsbilder resultieren, wobei die Korrelation der Meßwertpaare jeweils davon abhängt, welche anatomische Veränderung dominiert. Für Ausreißer in dieser Gruppe (falsch hohe, bzw. falsch niedrige Ros) kommen folgende Erklärungen in Betracht:

- a) nicht optimale Mitarbeit der Versuchsperson
- b) kapazitive Nebenschlüße
- c) niedrige bzw. hohe ITGV.

Somit kann also mit der oszillatorischen Atemwegswiderstandsmessung bei kombiniert obstruktiv-restriktiven Ventilationsstörungen in einigen Fällen keine exakte Aussage über die reale Größe des endobronchialen Strömungswiderstandes erfolgen.

ZUSAMMENFASSUNG

Untersucht wurde mittels 4 verschiedener Patientenkollektive die Korrelation von R_{os} und R_t . Als statistische Methode der Wahl diente der Pearson Maßkorrelationskoeffizient und der standard error of estimate von der Regressionsgeraden.

Die mit dem oszillatorischen und plethysmographischen Meßverfahren gewonnenen Werte unterscheiden sich in einigen wesentlichen Punkten:

- 1) Die oszillatorisch gemessenen Atemwegswiderstände liegen im unteren und mittleren Meßbereich höher als die mit der plethysmographischen Methode erzielten Werte, da bei der R_{os} -Methode Widerstände von Lunge, Gewebe und Thoraxwand mitgemessen werden.
- 2) Die Atemwegswiderstände Lungengesunder, gemessen mit den beiden genannten Methoden, lassen demnach mit einem Korrelationskoeffizienten von $r_{xy} = 0,49$ keinen unmittelbaren Vergleich zu; eine Übereinstimmung ist jedoch insofern gegeben, da aufgrund dieser Untersuchungen die Werte für R_t nicht über 3 mbar/l/sec, für R_{os} nicht über 4 mbar/l/sec liegen.
- 3) Patienten mit rein restriktiven Ventilationsstörungen weisen ohne obstruktive Komponenten normale R_t -Werte auf, d.h. R_t 3,0 mbar/l/sec. Die Werte mit der oszillatorischen Methode liegen dagegen über den Normwerten Lungengesunder. Für unser Kollektiv (Patienten nach Thorakotomien mit Verschwartungen verschiedenen Schweregrades infolge Pleuraemphysem, z.T. nach Granatsplitterverletzung, z.T. nach mehr oder weniger ausgeprägten Tuberkulosen, Patienten mit Lungensteckprojektilen) ergab sich eine R_{os} von maximal 5 mbar/l/sec. Mit einem Koeffizienten $r_{xy} = 0,6$ ergab sich somit keine echte Korrelation. Verschiedene Autoren führen dies auf den Zusammenhang zwischen R_{os} und dem ITGV zurück -

bei niedrigem ITGV ergeben sich hohe Werte für Ros,
bei höherem ITGV niedrigere Werte für Ros.

- 4) Für das Kollektiv der obstruktiv, sowie der kombiniert obstruktiv-restriktiven Ventilationsstörungen ergab sich in Übereinstimmung mit anderen Autoren (2,6,9) eine Korrelation von $0,81$ r_{xy} . Auch hier lagen die oszillatorischen Werte im unteren und mittleren Bereich im Vergleich zu den plethysmographisch gewonnenen Werten signifikant höher. Gelegentlich zeigen mittelgradige und erheblich obstruktive (auch kombiniert restriktiv-obstruktive Ventilationsstörungen) falsch normale Ros-Werte bzw. zu niedrige Werte im pathologischen Bereich, was in der Literatur durch das Abfließen des Oszillationsstromes noch vor Erreichen der Lunge (kapazitive Nebenschlüsse) erklärt wird.
- 5) Bei erheblichen Bronchialobstruktionen steigt Ros nicht mit zunehmendem R_t an, sondern nähert sich asymptotisch dem x-Wert, bedingt durch die apparativen Voraussetzungen.

Somit ist abschließend festzustellen:

- a) Die Untersuchung mit dem Siregnost FD 5 ist eine brauchbare Methode zur Objektivierung von geringen bis mittelgradigen Bronchialobstruktionen.
- b) Sie ist geeignet zur ambulanten Verlaufskontrolle bei Therapie der chronischen Bronchitis.
- c) Sie kommt bei genauer Kenntnis ihrer Aussagefähigkeit als Screeningmethode für Praxis und werksärztliche Untersuchungen infrage.

Der Wert der Aussagekraft der Methode wird sich jedoch erst durch Untersuchungen hinsichtlich ihrer Spezivität und Sensitivität endgültig erweisen müssen. Nach bisher vorliegenden Untersuchungen (7) soll eine überraschend hohe Spezivität (83%) und Sensitivität (79%) bestehen.

A B B I L D U N G E N

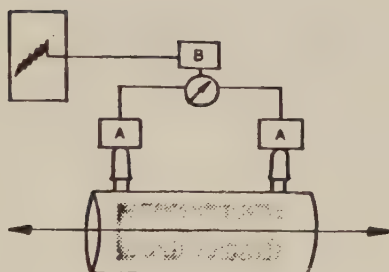


Abb. 1 zeigt das Schema des Meßprinzips beim Pneumotachographen. Die punktierte Fläche symbolisiert einen Filter aus feinen Lamellen zur Erzeugung einer laminaren Luftströmung. Die Druckdifferenz, gemessen mittels Druckfühler (A) über zwei Punkten wird auf dem Manometer sichtbar und auf einem Kymographen registriert (3).

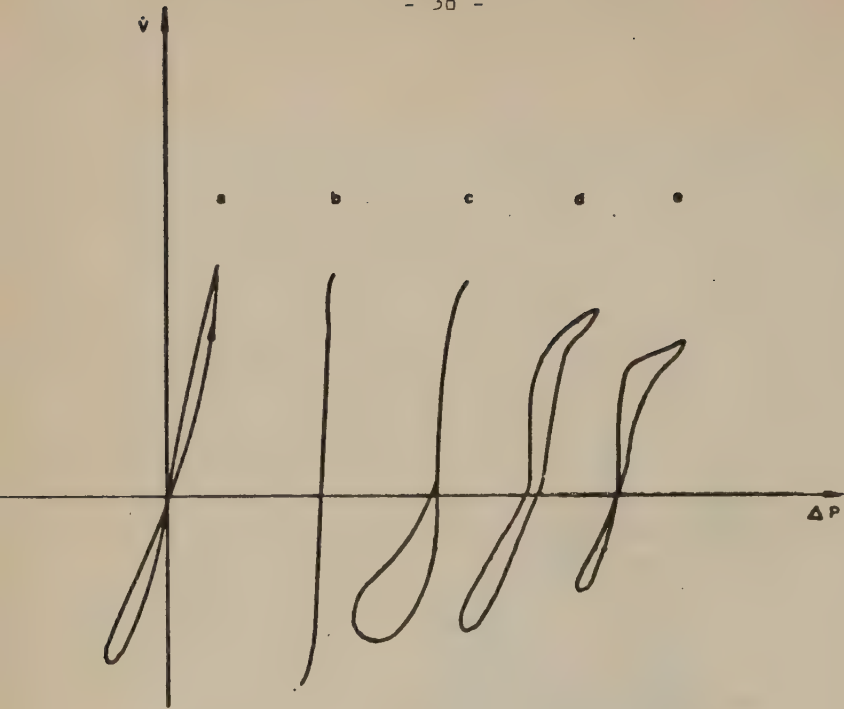


Abb. 2 Druck-Volumen-Diagramme in einem Koordinations-system, mit Druckdifferenz ΔP in der Kammer des Bodyplethysmographen auf der x-Achse und die Vo-lumenänderung pro Zeiteinheit $\dot{V}$ (Atemstromstärke auf der y-Achse. Oberhalb der x-Achse kommen die Druck-Volumen-Verhältnisse während der In-spiration, unterhalb davon die während der Ex-piration zur Darstellung.

- a) zeigt die Verlaufsrichtung eines Atemzuges durch den Null-Punkt, registriert mit einem xy-Schreiber
- b) Atemschleife eines Lungengesunden
- c) Atemschleife bei einer chronischen obstruktiven Atemwegserkrankung mit inhomogener Obstruktion d. h. die obstruktive Komponente kommt vorwie-gend während der Expiration zum Tragen.
- d) obstruktive Komponente während In- und Expira-tion
- e) obstruktive Komponente nur während der Inspira-tion (in Anlehnung an 3).

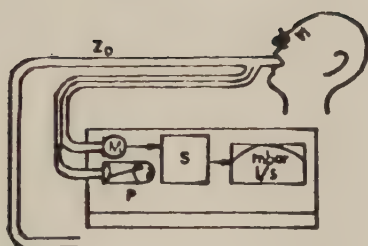


Abb. 3 Der Proband atmet Raumluft durch den Referenzwiderstand z_0 . Die Membranpumpe P überträgt einen mit 10^4 Hz oszillierenden Volumenstrom. Dieser teilt sich entsprechend dem Atemwegswiderstand des Patienten auf den Referenzwiderstand z_0 und den Atemtrakt auf. Das Mikrofon M erfaßt diese Aufteilung; mittels der Signalverarbeitung S erfolgt die Übertragung auf das Zeigerinstrument (Skaleneinteilung bis 11). Einzelheiten siehe Text unter Methodik (10).

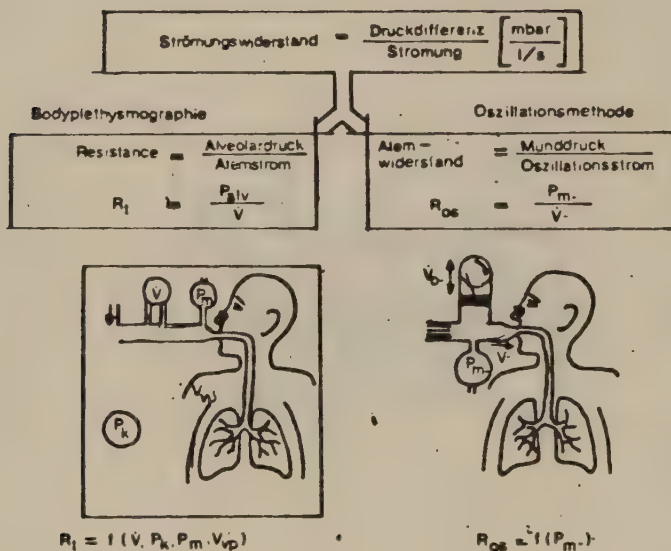


Abb. 4 Schematische Darstellung des plethysmographischen und des oszillatorischen Meßprinzips. Erläuterungen siehe Text (10).

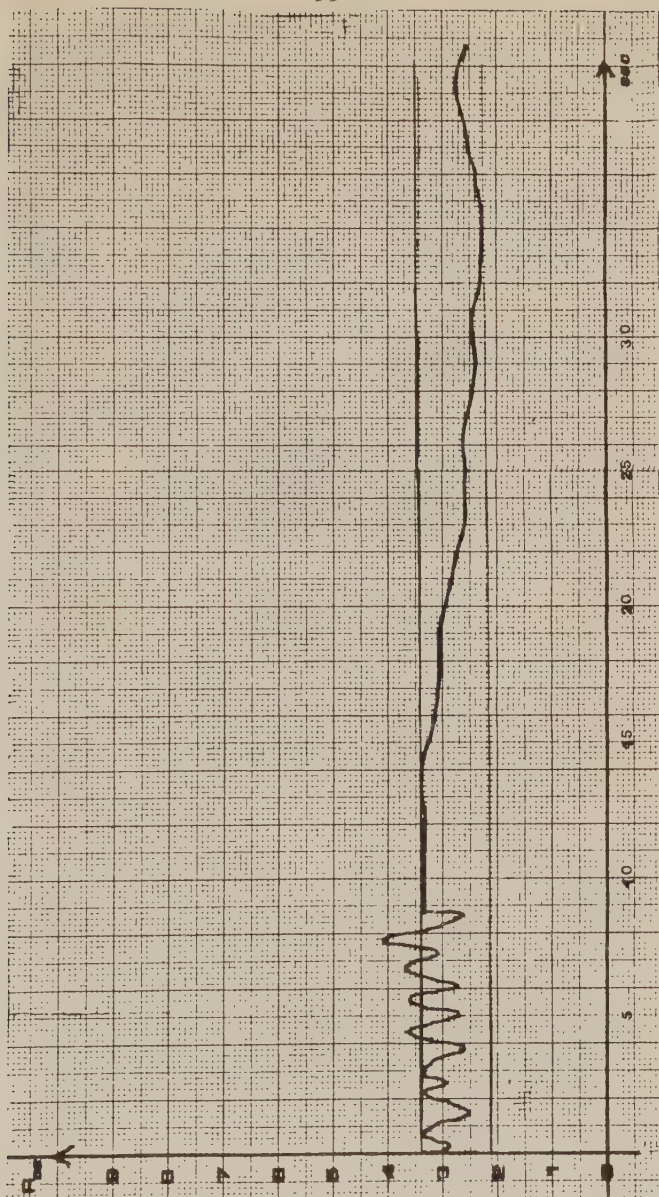


Abb. 5 Resistogramm eines Lungengesunden. Auf der Ordinate ist der oszillatorische Atemwegwiderstand ($R_{os} = 2,8 \text{ m bar/l/sec}$) aufgetragen, auf der Abszisse die horizontale Ablenkung des Schreibstiftes
(hier $300 \text{ mm/min} = 5 \text{ mm/sec}$).

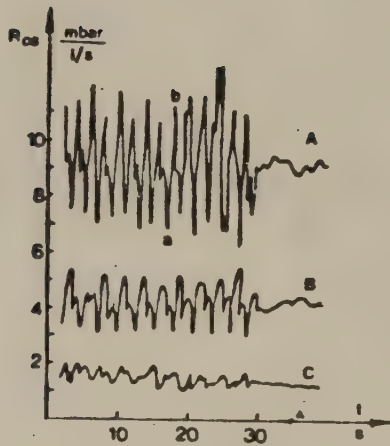


Abb. 6 Oszillogramm eines Lungengesunden (C), eines Patienten mit einer mäßig-mittelgradigen obstruktiven Ventilationsstörung (B) sowie mit einer erheblichen obstruktiven Ventilationsstörung (A). Der oszillatorische Atemwegswiderstand R_{osc} läßt sich auf der Ordinate, die Meßdauer auf der Abszisse ablesen (10).

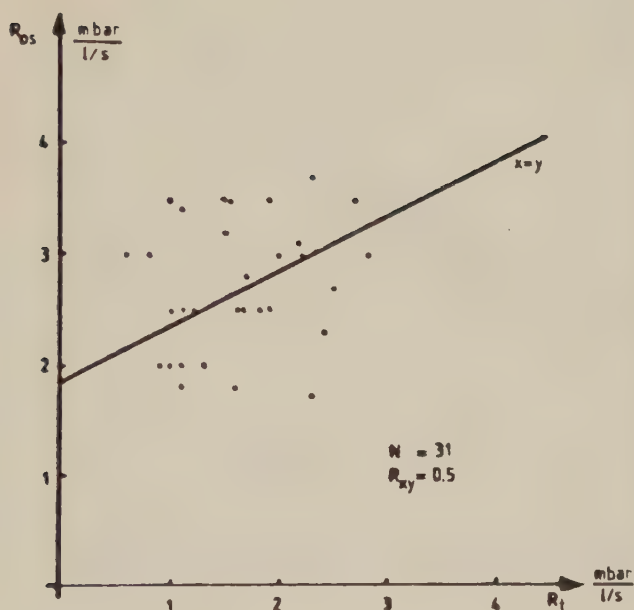


Abb. 7 Unmittelbarer Vergleich des oszillatorischen (R_{0s}) und plethysmographischen (R_t) Atemwegswiderstandes bei 31 Lungengesunden. Die Regressionsgeraden x aus y und y aus x sind in diesem Streudiagramm identisch.

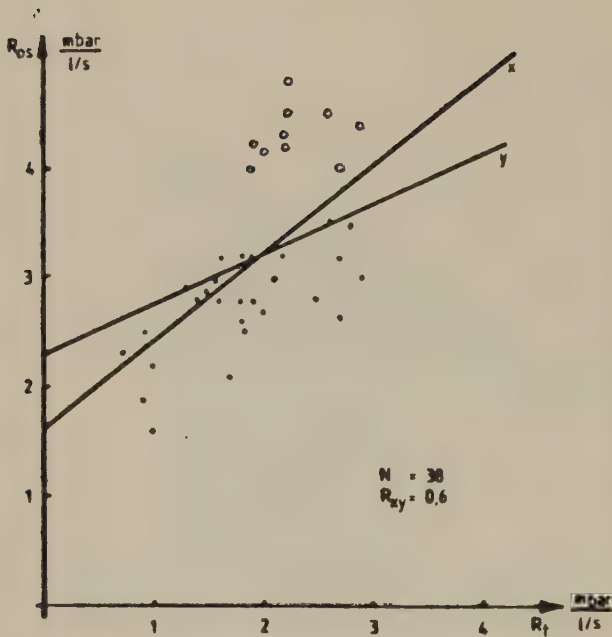


Abb. 8 Streuungsdiagramm der Atemwegswiderstände bei rein restriktiven Ventilationsstörungen ($n = 38$) mit den beiden Regressionsgeraden x aus y und y aus x . Die mit Kreisen gekennzeichneten Meßwertpaare ergeben sich bei Patienten mit ausgeprägten Verschwartungen.

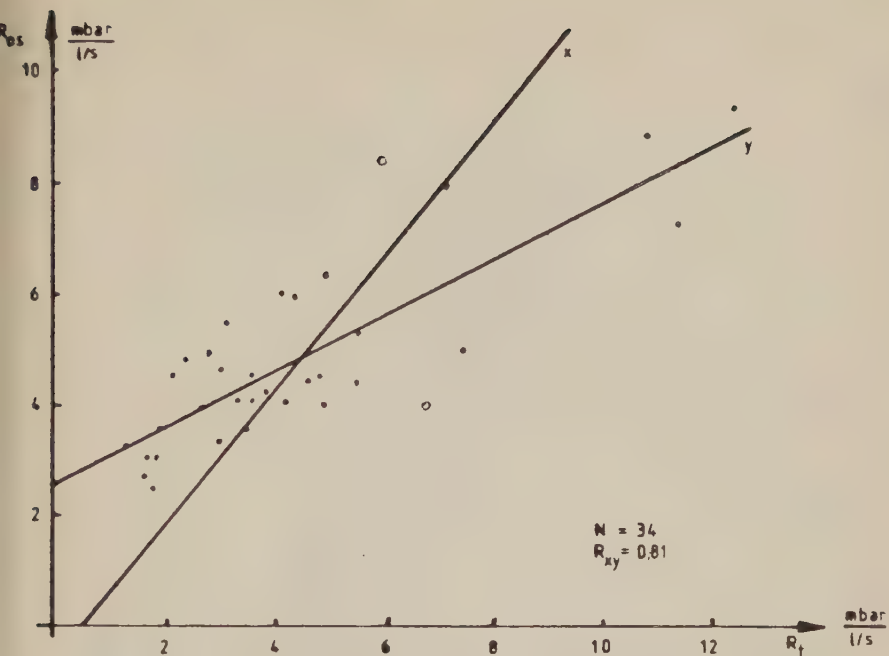


Abb. 9 Korrelationsdiagramm der Atemwegwiderstände bei Patienten mit rein obstruktiven Ventilationsstörungen ($n = 34$). Der Prädiktor für die Regressionsgerade y aus x ist der plethysmographisch bestimmte Atemwegwiderstand. Wesentlich außerhalb des standard error of estimate liegen nur 2 Meßwertpaare (Kennzeichnung mit o).

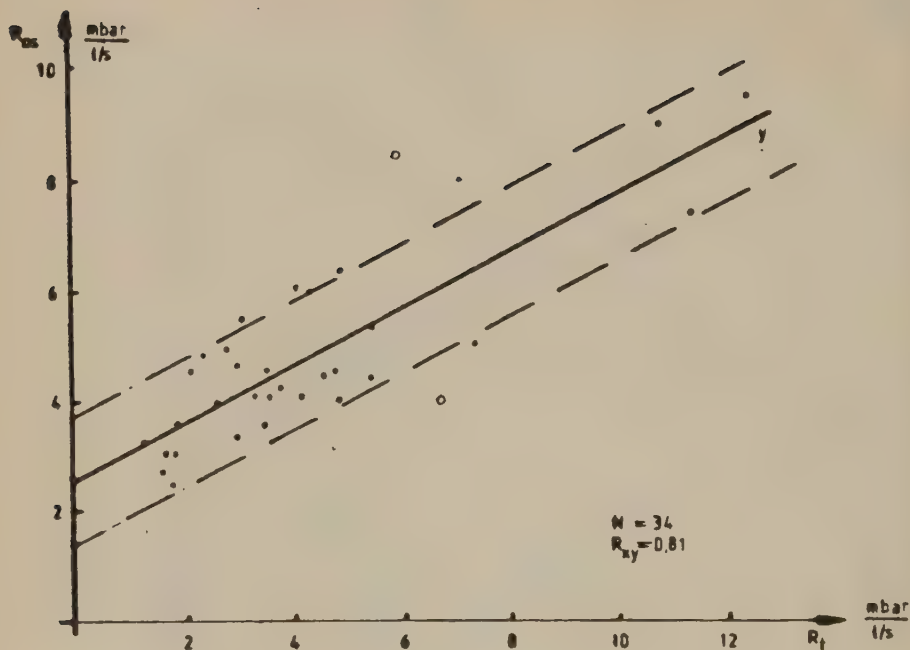


Abb.10 Streuungsdiagramm mit Regressionsgerader y aus x der rein obstruktiven Ventilationsstörungen (wie in Abb. 9). Die gestrichelten Linien stellen die Standard-Abweichungen von der Regressionsgeraden (Standard error of estimate) dar.

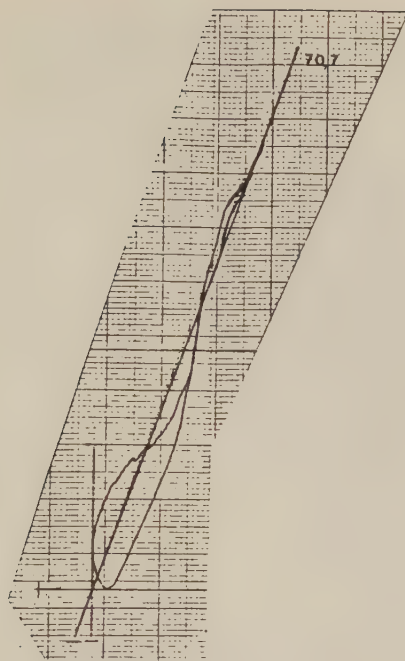


Abb. 11a Plethysmogramm des Patienten R.H. mit einer obstruktiven Ventilationsstörung ($R_t = 5.9$, $R_{os} 8.4$ m bar/l/sec).

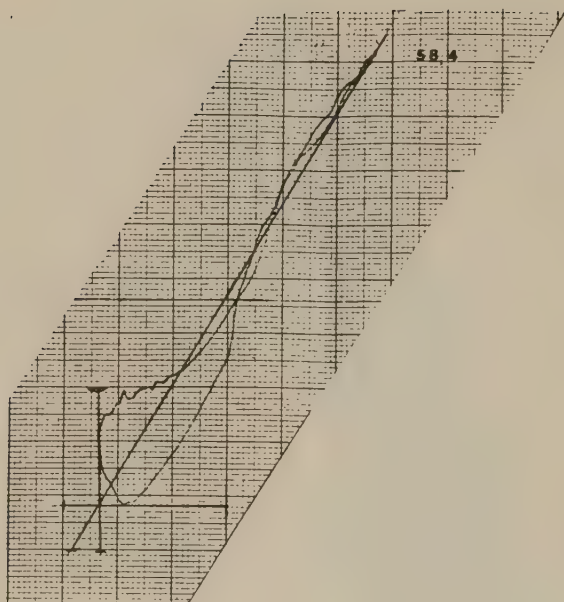


Abb. 11b Plethysmogramm des Patienten S.W. mit einer obstruktiven Ventilationsstörung ($R_t = 6.9$, $R_{os} 5.0$ m bar/l/sec).

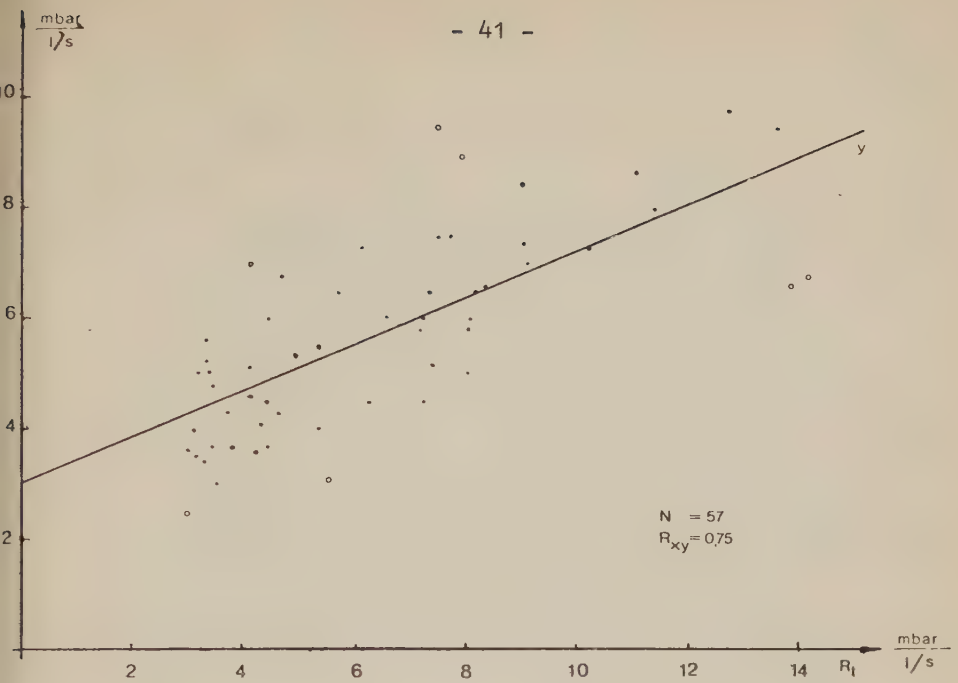


Abb. 12 Strömungsdiagramm der kombiniert obstruktiv-restriktiven Ventilationsstörungen mit der Regressionsgeraden y aus x (n = 57). Drei der mit Kreisen gekennzeichneten Meßwertpaare liegen deutlich oberhalb, 4 Meßwertpaare unterhalb des error of estimate (siehe auch Abb. 13).

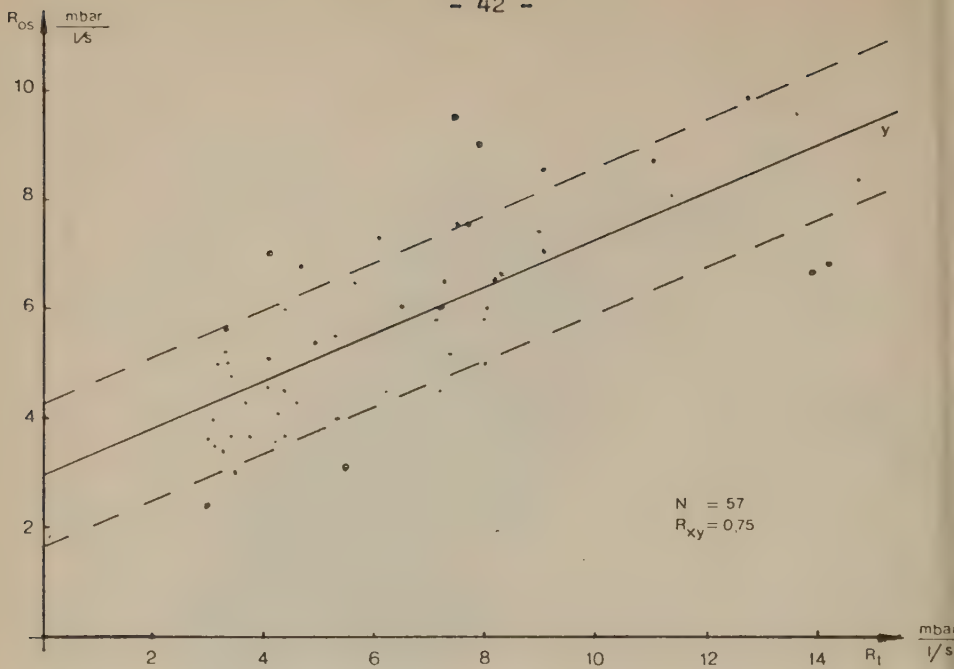


Abb.13 Streuungsdiagramm mit Regressionsgerader y aus x der kombiniert obstruktiv-restriktiven Ventilationsstörungen ($n = 57$). Die gestrichelten Linien stellen den Standard error of estimate dar (siehe auch Abb 12).

Legenden zu den Abbildungen

- Abb. 1 zeigt das Schema des Meßprinzips beim Pneumotachographen. Die punktierte Fläche symbolisiert einen Filter mit definierter Porengröße zur Erzeugung einer laminaren Luftströmung. Die Druckdifferenz, gemessen mittels Druckfühler A über zwei Punkten wird auf dem Manometer sichtbar und auf einem Kymographen registriert (3).
- Abb. 2 Druck-Volumen-Diagramme in einem Koordinatensystem, mit Druckdifferenz ΔP in der Kammer des Bodyplethysmographen auf der x-Achse und die Volumenänderung pro Zeiteinheit $\dot{V}$ (Atemstromstärke) auf der y-Achse. Oberhalb der x-Achse kommen die Druck-Volumen-Verhältnisse während der Inspiration, unterhalb davon die während der Expiration zur Darstellung.
- a) zeigt die Verlaufsrichtung eines Atemzuges durch den Null-Punkt registriert mit einem xy-Schreiber.
 - b) Atemschleife eines Lungengesunden.
 - c) Atemschleife bei einer chronischen obstruktiven Atemwegserkrankung mit inhomogener Obstruktion, d.h. die obstruktive Komponente kommt vorwiegend während der Expiration zum Tragen.
 - d) obstruktive Komponente während In- und Expiration.
 - e) obstruktive Komponente nur während der Inspiration (in Anlehnung an 3).
- Abb. 3 siehe Text - Methodik (10).
- Abb. 4 Schematische Darstellung des plethysmographischen und des oszillatorischen Meßprinzips. Erläuterungen siehe Text.
- Abb. 5 Resistogramm eines Lungengesunden. Auf der Ordinate ist der oszillatorische Atemwegswiderstand ($R_{os} = 2,8 \text{ m bar/l/sec}$) aufgetragen, auf der Abszisse die horizontale Ablenkung des Schreibstiftes
(hier $300 \text{ mm/min} = 5 \text{ mm/sec}$).

- Abb. 6 Oszillogramm eines Lungengesunden (C), eines Patienten mit einer mäßig-mittelgradigen obstruktiven Ventilationsstörung (B) sowie mit einer erheblichen obstruktiven Ventilationsstörung (A). Der oszillatorische Atemwegswiderstand R_{os} läßt sich auf der Ordinate, die Meßdauer auf der Abszisse ablesen (10).
- Abb. 7 Unmittelbarer Vergleich des oszillatorischen (R_{os}) und plethysmographischen (R_t) Atemwegswiderstandes bei 31 Lungengesunden. Die Regressionsgeraden x aus y und y aus x sind in diesem Streudiagramm identisch.
- Abb. 8 Streudiagramm der Atemwegswiderstände bei rein restriktiven Ventilationsstörungen ($n = 38$) mit den beiden Regressionsgeraden x aus y und y aus x . Die mit Kreisen gekennzeichneten Meßwertpaare ergaben sich bei Patienten mit ausgeprägten Verschwartungen.
- Abb. 9 Korrelationsdiagramm der Atemwegswiderstände bei Patienten mit rein obstruktiven Ventilationsstörungen ($n = 34$). Der Praedictor für die Regressionsgerade y aus x ist der plethysmographisch bestimmte Atemwegswiderstand. Wesentlich außerhalb des standard error of estimate liegen nur 2 Meßwertpaare (Kennzeichnung mit o).
- Abb.10 Streudiagramm mit Regressionsgeraden y aus x der rein obstruktiven Ventilationsstörungen (wie in Abb. 9). Die gestrichelten Linien stellen die Standard-Abweichungen von der Regressionsgeraden (standard error of estimate) dar.
- Abb.11a Plethysmogramm des Patienten R.H. mit einer obstruktiven Ventilationsstörung ($R_t = 5,9$, $R_{os} 8,4$ m bar/l/sec).
- Abb.11b Plethysmogramm des Patienten S.W. mit einer obstruktiven Ventilationsstörung ($R_t = 6,9$, $R_{os} 5,0$ m bar/l/sec).

Abb.12 Strömungsdiagramm der kombiniert obstruktiv-restriktiven Ventilationsstörungen mit der Regressionsgeraden y aus x ($n = 57$). Drei der mit Kreisen gekennzeichneten Meßwertpaare liegen deutlich oberhalb, 4 Meßwertpaare unterhalb des error of estimate (siehe auch Abb. 13).

Abb.13 Streuungsdiagramm mit Regressionsgerader y aus x der kombiniert obstruktiv-restriktiven Ventilationsstörungen ($n = 57$). Die gestrichelten Linien stellen den standard error of estimate dar (siehe auch Abb. 12).

T A B E L L E N
UND
STATISTISCHE BERECHNUNGEN

Initialien	Geschlecht	Alter (Jahre)	Größe (cm)	Gewicht (kg)	Vitalkapazität (ml)	Vitalkapazität (in % d. Sollw.)	Atemgrenzwert (l/min)	Atemgrenzwert (in % d. Sollw.)	R _t (mbar/l/sec)	R _{os} (mbar/l/sec)
L.W.	m	59	168	71	3350	100	118	119	0,6	3,0
R.H.	m	52	173	80	5200	137	137	122	2,0	3,0
L.A.	m	54	175	70	5000	136	130	118	1,1	2,0
M.A.	m	39	174	73	6100	149	252	197	1,1	2,5
A.H.	m	67	175	67	3600	102	147	148	2,4	2,3
B.H.	m	68	172	83	4800	136	133	135	1,8	2,5
K.F.	m	59	172	77	6500	178	183	176	0,8	3,0
F.A.	m	63	170	65	4100	117	190	198	1,0	2,0
K.S.	m	65	166	71	4750	139	147	158	1,5	3,5
R.K.	m	72	166	69	3350	102	99	112	1,6	2,5
H.K.	m	55	172	76	4150	116	194	179	0,9	2,0
E.H.	m	64	179	82	4900	132	137	127	2,5	2,7
H.J.	m	49	175	77	4000	102	255	226	1,9	3,5
H.R.	m	46	168	62	3700	91	139	124	1,1	1,8
Z.K.	m	56	173	80	4000	107	158	144	1,7	2,8
T.W.	m	57	165	74	3800	107	118	118	2,7	3,5
S.L.	m	61	173	86	3800	106	120	118	2,2	3,0
S.A.	m	49	185	98	6050	153	183	122	1,2	2,5
S.E.	m	55	167	72	4300	120	130	125	1,1	3,4
P.E.	m	59	170	76	4950	137	173	170	1,6	2,5
M.H.	m	59	173	80	4500	123	142	134	1,0	2,5
K.S.	m	65	167	71	4750	139	147	158	1,5	3,5
P.W.	m	54	180	92	5750	147	240	203	1,9	2,5
S.W.	m	54	166	70	4400	121	126	120	2,8	3,0
B.H.	m	53	180	83	4800	123	189	161	2,3	3,7
L.O.	m	52	172	84	5300	141	191	173	2,2	3,1
W.W.	m	58	172	78	5000	137	177	170	1,3	2,0
B.W.	m	60	185	79	6000	155	187	163	1,3	2,0
G.F.	m	67	158	70	3500	110	101	125	2,3	1,7
S.E.	m	59	167	83	4700	134	154	158	1,5	3,2
B.P.	m	61	177	82	4800	130	155	145	1,6	1,8

Tab. 1: Nähere Daten zu den lungengesunden Versuchspersonen einschließlich einiger Lungenfunktionswerte (n = 31).

Durchschnittsalter des Kollektives 57,8 Jahre.
Durchschnittsalter aller Untersuchten 61,4 Jahre.

Initialien	Geschlecht	Alter (Jahre)	Größe (cm)	Gewicht (kg)	Vitalkapazität (ml)	Vitalkapazität (in % d. Sollw.)	Atemgrenzwert (l/min)	Atemgrenzwert (in % d. Sollw.)	R _t (mbar/l/sec)	Ros (mbar/l/sec)
L.H.	m	55	168	83	3250	88	91	86	2,2	4,3
G.F.	m	68	163	77	2700	82	85	99	1,9	4,2
S.W.	m	56	172	75	4000	87	52	34	0,9	1,9
F.G.	m	65	177	76	4900	135	151	147	0,9	2,5
G.J.	m	59	168	67	3300	92	109	109	1,6	3,0
H.T.	m	53	169	68	3350	91	96	87	2,7	3,2
H.H.	m	57	177	79	5650	149	222	200	0,7	2,3
K.E.	m	64	173	94	4700	132	158	156	1,8	2,5
P.J.	m	64	178	81	4200	115	89	84	2,7	2,6
M.H.	m	59	177	75	2400	64	41	40	1,0	2,2
G.E.	m	60	175	69	2550	69	76	71	1,8	2,8
K.K.	m	59	175	69	3150	85	110	103	1,0	1,6
K.C.	m	72	164	72	3050	94	60	72	1,4	2,8
A.W.	m	55	172	68	2900	78	92	85	1,3	2,9
H.W.	m	82	175	81	3000	87	98	109	2,2	4,2
W.E.	m	65	172	79	3000	85	130	133	2,6	3,5
S.G.	m	55	173	72	5250	140	122	111	2,7	4,0
S.K.	m	80	155	66	3100	100	132	180	2,2	4,5
N.J.	m	74	175	74	3000	87	112	119	2,3	3,2
N.V.	m	49	184	77	3600	88	144	113	2,8	3,5
K.M.	m	56	173	77	2950	79	91	83	1,6	2,8
K.O.	m	52	171	88	3000	79	91	82	1,6	3,2
K.A.	m	53	171	65	3250	87	97	89	1,5	2,9
K.G.	m	56	168	55	4100	114	103	100	2,6	4,5
G.F.	m	83	166	64	2700	81	51	61	2,9	4,4
K.H.	m	64	175	77	2650	74	113	110	1,8	3,2
H.E.	m	51	183	85	5200	129	156	126	1,9	2,8
W.D.	m	73	171	81	2800	82	70	77	2,5	2,8
B.H.	m	58	172	65	3600	98	135	128	1,7	2,1
B.F.	m	52	167	70	2700	73	108	102	1,9	3,2
B.J.	m	67	168	72	3000	83	92	91	1,9	4,0
M.O.	m	54	175	69	4200	110	95	85	2,5	3,4
G.W.	m	55	181	80	3300	86	124	105	1,8	2,6
K.G.	m	67	170	74	2800	81	80	85	2,0	2,7
G.K.	m	64	175	80	2450	68	82	80	2,0	4,2
A.A.	m	43	174	71	5600	141	134	111	2,2	4,8
S.H.	m	76	163	96	2800	84	95	107	2,1	3,0
A.F.	m	68	173	80	3000	88	66	71	2,9	3,0

Tab. 2: Nähere Daten zu den Patienten mit rein restriktiven Lungenkrankheiten einschließlich einiger Lungenfunktionswerte (n = 38).

Durchschnittsalter 61,7 Jahre.

Initialien	Geschlecht	Alter (Jahre)	Größe (cm)	Gewicht (kg)	Vitalkapazität (ml)	Vitalkapazität (in % d. Sollw.)	Atemgrenzwert (l/min)	Atemgrenzwert (in % d. Sollw.)	R _t (mbar/l/sec)	R _{os} (mbar/l/sec)
K.F.	m	63	169	76	4000	115	99	103	3,5	3,5
H.F.	m	61	180	78	4000	107	128	117	3,8	4,2
R.R.	m	57	173	75	3500	94	64	59	4,8	4,5
G.M.	m	71	170	91	3100	93	109	121	1,9	3,5
K.K.	m	69	172	69	1950	54	34	36	10,8	9,0
S.K.	m	57	169	71	5000	139	104	101	2,1	4,5
S.W.	m	61	176	71	2800	76	46	44	6,9	5,0
S.M.	m	58	176	89	3100	83	65	60	3,6	4,0
S.R.	m	69	176	107	3300	94	85	88	4,6	4,4
Z.M.	m	56	175	75	4400	117	117	105	3,0	3,3
S.H.	m	66	178	84	4100	113	94	89	4,1	6,0
W.J.	m	75	168	74	3400	102	60	70	4,9	6,4
D.E.	m	65	171	71	2800	75	63	65	12,4	9,6
H.W.	m	64	163	73	2450	73	44	49	11,4	7,4
F.W.	m	66	168	75	3400	102	112	126	3,1	5,5
B.H.	m	62	173	73	3750	104	159	154	4,2	4,0
R.H.	m	56	171	76	4000	109	69	65	5,9	8,4
E.A.	m	63	178	90	3100	83	97	90	3,6	4,5
W.M.	m	73	170	94	3150	92	60	66	4,3	6,0
B.K.	m	66	176	73	2700	75	63	61	4,9	4,0
G.J.	m	59	175	99	4800	129	134	124	3,0	4,6
B.K.	m	70	171	76	3300	97	99	108	5,5	5,3
B.M.	m	59	171	71	3500	97	61	59	7,1	8,0
E.H.	m	65	174	71	3350	94	61	60	5,5	4,4
G.W.	m	67	184	85	4900	131	88	81	2,8	4,9
K.G.	m	62	173	86	3100	86	80	78	7,4	4,0
H.F.	m	69	165	67	3500	105	108	121	3,3	4,0
P.G.	m	66	167	68	2750	81	146	158	2,6	4,0
B.W.	m	71	172	72	4600	136	118	130	1,7	3,0
C.H.	m	61	176	70	4700	128	125	119	1,8	2,5
M.W.	m	65	167	57	4000	117	116	116	1,6	2,7
J.O.	m	68	166	75	4100	122	102	112	2,3	4,8
S.E.	m	58	164	77	4400	124	139	140	1,8	3,0
B.H.	m	66	166	65	4250	125	131	141	1,3	3,2

Tab. 3: Nähere Daten zu den Patienten mit rein obstruktiven Lungenkrankheiten einschließlich einiger Lungenfunktionswerte (n = 34).

Durchschnittsalter des Kollektives 64,2 Jahre.

Initialien	Geschlecht	Alter (Jahre)	Größe (cm)	Gewicht (kg)	Vitalkapazität (ml)	Vitalkapazität (in % d. Sollw.)	Atemgrenzwert (l/min)	Atemgrenzwert (in % d. Sollw.)	R _t (mbar/l/sec)	R _{os} (mbar/l/sec)
S.K.	m	57	168	78	1500	42	27	26	3,5	3,0
Z.A.	m	73	165	62	2300	68	46	45	5,3	4,0
K.B.	m	70	162	84	2400	74	88	104	3,8	3,7
B.K.	m	53	176	73	2350	61	87	76	4,6	4,3
B.H.	m	59	173	77	2500	68	83	78	4,4	3,7
M.H.	m	62	176	78	3500	96	106	75	4,1	5,1
M.E.	m	54	175	77	2500	66	76	67	3,0	2,4
Z.K.	m	59	171	78	3900	109	124	119	3,4	3,7
W.H.	m	60	176	80	2300	62	65	60	5,7	6,5
W.H.	m	58	172	95	3400	92	110	103	3,0	3,6
W.H.	m	53	168	77	2400	65	90	84	3,3	5,2
T.W.	m	67	182	86	3000	81	69	65	4,3	4,1
S.H.	m	72	183	85	3200	88	61	61	4,7	6,8
S.K.	m	67	182	78	3100	84	61	57	4,4	6,0
S.J.	m	68	163	55	3200	96	86	98	3,2	5,0
R.E.	m	67	166	73	1750	51	76	82	4,2	3,6
N.A.	m	70	167	75	1550	63	68	100	3,4	4,8
L.C.	m	60	168	77	3800	108	120	122	3,3	3,4
L.O.	m	59	169	70	1950	52	70	63	3,7	4,3
L.J.	m	57	170	95	3100	85	65	62	5,3	5,5
K.G.	m	59	166	75	2300	65	86	87	5,5	3,1
K.H.	m	54	178	76	2300	60	61	53	4,1	4,6
H.R.	m	59	173	78	2600	71	106	100	3,1	4,0
H.E.	m	61	189	114	2050	52	68	56	3,3	5,6
G.A.	m	57	174	75	3200	85	75	68	3,1	3,5
E.J.	m	70	173	108	2600	83	74	70	3,3	5,0
E.K.	m	51	168	79	2100	57	67	62	4,9	5,4
D.W.	m	69	176	52	2400	68	41	42	4,4	4,5
D.H.	m	66	157	62	2350	73	45	55	4,1	7,0
D.G.	m	56	156	53	1750	52	34	37	7,9	9,0
D.A.	m	71	167	79	2300	69	30	33	8,0	6,0
E.L.	m	68	180	93	2300	63	63	61	8,0	5,0
F.R.	m	65	175	79	1750	49	34	34	8,0	5,8
F.F.	m	70	181	81	1700	45	33	29	7,7	7,5
G.W.	m	59	168	72	1900	53	44	45	7,1	5,8
H.G.	m	58	174	87	2600	70	42	39	8,1	6,5
J.H.	m	53	172	81	2750	73	81	73	9,1	7,0
K.G.	m	57	174	75	2600	70	46	43	7,3	6,5
K.R.	m	82	182	83	3200	85	71	65	7,5	7,5
K.F.	m	77	180	94	1800	51	37	39	13,9	6,6
L.J.	m	60	173	70	1550	43	41	39	9,0	7,4
P.W.	m	58	168	96	2500	70	64	63	7,5	9,5
R.B.	m	72	173	77	2200	62	51	52	6,2	4,5
S.S.	m	53	163	59	2700	73	43	43	7,4	5,2
T.W.	m	53	172	66	2800	75	44	40	9,0	8,5
V.B.	w	54	157	62	1650	49	30	33	13,7	9,5
Z.M.	m	66	170	59	1650	48	25	27	14,8	8,3
M.E.	m	59	167	79	2300	65	78	76	6,5	6,0
M.E.	m	58	160	63	1300	38	41	44	8,3	6,6
M.H.	m	67	176	77	2000	56	37	37	6,1	7,3

Initialien		- 50 -								
Geschlecht		Alter (Jahre)	Größe (cm)	Gewicht (kg)	Vitalkapazität (ml)	Vitalkapazität (in % d. Sollw.)	Atemgrenzwert (l/min)	Atemgrenzwert (in % d. Sollw.)	R _t (mbar/l/sec)	R ₀₈ (mbar/l/sec)
B.H.	m	64	169	72	2400	68	42	43	7,2	4,5
B.H.	m	60	175	76	2250	61	30	28	14,2	6,8
E.W.	m	59	185	78	2000	51	47	40	10,2	7,3
A.S.	m	62	164	68	1700	50	26	28	12,8	9,8
K.W.	m	55	172	78	3200	86	63	58	7,2	6,0
K.H.	m	56	178	70	2500	65	34	29	11,1	8,7
S.K.	m	69	167	82	1700	51	32	31	11,4	8,0

Tab. 4: Nähere Daten zu den Patienten mit kombiniert restriktiv-obstruktiven Lungenkrankheiten (n = 57) einschließlich einiger Lungenfunktionswerte.

Durchschnittsalter des Kollektives 61 7 Jahre.
Durchschnittsalter aller Untersuchten 61,4 Jahre.

STATISTISCHE BERECHNUNGEN

Formel der Regressionsgeraden:

$$y = mx + b.$$

Formel für Steigung m der Regressionsgeraden:

$$m = \frac{\frac{\sum x_i y_i}{n} - \frac{\sum x_i \sum y_i}{n^2}}{\frac{\sum x_i^2}{n} - \frac{(\sum x_i)^2}{n^2}}$$

Formel für Schnittpunkt b der Regressionsgeraden mit der y-Achse:

$$b = \frac{\frac{\sum y_i}{n} - m \frac{\sum x_i}{n}}{\left[\frac{\sum x_i^2}{n} - \frac{(\sum x_i)^2}{n^2} \right]^{1/2}}$$

Formel für Standard-Abweichung:

$$\delta_x = \left[\frac{\sum y_i^2}{n} - \frac{(\sum y_i)^2}{n^2} \right]^{1/2}$$

Formel für Standard error of estimate:

$$\delta_e = \delta_y \left[1 - r^2_{xy} \right]^{1/2}$$

r : Korrelationsfaktor.

m_1/m_2 : Steigung der Regressionsgeraden für y aus x bzw. x aus y.

b_1/b_2 : Schnittpunkt der Regressionsgeraden mit der y-Achse.

$\sum y$: Summe der Mittelwerte.

δ_x/δ_y : Standard-Abweichung

δ_e : Standard error of estimate.

KOLLEKTIV DER
LUNGENGESUNDEN
(n = 31)

x_i	x_i^2	y_i	y_i^2	$x_i \cdot y_i$
0,6	0,36	3,0	9,0	1,8
2,0	4,0	3,0	9,0	6,0
1,1	1,21	2,0	4,0	4,4
1,1	1,21	2,5	6,25	2,75
2,4	5,76	2,3	5,29	5,52
1,8	3,24	2,5	6,25	4,5
0,8	0,64	3,0	9,0	2,4
1,0	1,0	2,0	4,0	2,0
1,5	2,25	3,5	12,25	5,25
1,6	2,56	2,5	6,25	4,0
0,9	0,81	2,0	4,0	1,8
2,5	6,25	2,7	7,29	6,75
1,9	3,61	3,5	12,25	6,65
1,1	1,21	1,8	3,24	1,98
1,7	2,89	2,8	7,84	4,76
2,7	7,29	3,5	12,25	9,45
2,2	4,84	3,0	9,0	6,6
1,2	1,44	2,5	6,25	3,0
1,1	1,21	3,4	11,56	3,74
1,6	2,56	2,5	6,25	4,0
1,0	1,0	2,5	6,25	2,5
1,5	2,25	3,5	12,25	5,25
1,9	3,61	2,5	6,25	4,75
2,8	7,84	3,0	9,0	8,4
2,3	5,29	3,7	13,69	8,51
2,2	4,84	3,1	9,61	6,82
1,3	1,69	2,0	4,0	2,6
1,3	1,69	2,0	4,0	2,6
2,3	5,29	1,7	2,89	3,91
1,5	2,25	3,2	10,24	4,8
1,6	2,56	1,8	3,24	2,88

$$\Sigma x_i = 50,5$$

$$\Sigma x_i^2 = 92,65$$

$$\Sigma y_i = 83,0$$

$$\Sigma y_i^2 = 232,64$$

$$\Sigma x_i \cdot y_i = 140,37$$

STATISTISCHE BERECHNUNG FÜR DAS KOLLEKTIV DER
LUNGENGESUNDEN

$$r_{xy} = \frac{n \cdot \sum x_i y_i - (\sum x_i) (\sum y_i)}{\sqrt{[n \cdot \sum x_i^2 - (\sum x_i)^2] \cdot [n \cdot \sum y_i^2 - (\sum y_i)^2]}}$$

$$\frac{(31 \cdot 140,37) - (50,5) (83,0)}{\sqrt{[(31 \cdot 92,65) - (50,5)^2] [(31 \cdot 232,64) - (83,0)^2]}}$$

$$= \frac{159,97}{322,3696574} = 0,4962377236$$

$$m_1 = \frac{140,37 - \frac{(50,5)(83,0)}{31}}{92,65 - \frac{(50,5)^2}{31}} = \frac{5,1603226}{10,38387097} = 0,496955578$$

$$b_1 = \frac{(83,0) - (0,496955578)(50,5)}{31} = 1,867862687$$

$$\text{für } x = 1 \quad y = 2,364818265$$

$$m_2 = \frac{140,37 - \frac{(50,5)(83,0)}{31}}{232,64 - \frac{(83,0)^2}{31}} = \frac{5,1603226}{10,41419355} = 0,4955086152$$

$$b_2 = \frac{(83,0) - (0,4955086152)(50,5)}{31} = 1,870219836$$

$$\text{für } x = 1 \quad y = 2,365728451$$

$$\delta_x = \left[\frac{92,65 - \frac{(50,5)^2}{31}}{30} \right]^{1/2} = 0,5883273173$$

$$\delta_y = \left[\frac{232,64 - \frac{(83,0)^2}{31}}{30} \right]^{1/2} = 0,5891856965$$

$$\delta_e = 0,5891856965 \sqrt{1 - (0,4962377236)^2} = 0,5115231773$$

$$\bar{\Sigma}_{y_i} = \frac{83,0}{31} = 2,677419355$$

KOLLEKTIV MIT
RESTRIKTIVEN LUNGENKRANKHEITEN
(n = 38)

x_i	x_i^2	y_i	y_i^2	$x_i \cdot y_i$
2,2	4,84	4,3	18,49	9,46
1,9	3,61	4,2	17,64	7,98
0,9	0,81	1,9	3,61	1,71
0,9	0,81	2,5	6,25	2,25
1,6	2,56	3,0	9,0	4,8
2,7	7,29	3,2	10,24	8,64
0,7	0,49	2,3	5,29	1,61
1,8	3,24	2,5	6,25	4,5
2,7	7,29	2,6	6,76	7,02
1,0	1,0	2,2	4,84	2,2
1,8	3,24	2,8	7,84	5,04
1,0	1,0	1,6	2,56	1,6
1,4	1,96	2,8	7,84	3,92
1,3	1,69	2,9	8,41	3,77
2,2	4,84	4,2	17,64	9,24
2,6	6,76	3,5	12,25	9,1
2,7	7,29	4,0	16,0	10,8
2,2	4,84	4,5	20,25	9,9
2,3	5,29	3,2	10,24	7,36
2,8	7,84	3,5	12,25	9,8
1,6	2,56	2,8	7,84	4,48
1,6	2,56	3,2	10,24	5,12
1,5	2,25	2,9	8,41	4,35
2,6	6,76	4,5	20,25	11,7
2,9	8,41	4,4	19,36	12,76
1,8	3,24	3,2	10,24	5,76
1,9	3,61	2,8	7,84	5,32
2,5	6,25	2,8	7,84	7,0
1,7	2,89	2,1	4,41	3,57
1,9	3,61	3,2	10,24	6,08
1,9	3,61	4,0	16,0	7,6
2,5	6,25	3,4	11,56	8,5
1,8	3,24	2,6	6,76	4,68
2,0	4,0	2,7	7,29	5,4
2,0	4,0	4,2	17,64	8,4
2,2	4,84	4,8	23,04	10,56
2,1	4,41	3,0	9,0	6,3
2,9	8,41	3,0	9,0	8,7
Σx_i	74,1			
Σx_i^2	157,59			
Σy_i	121,3			
Σy_i^2	410,61			
$\Sigma x_i y_i$	246,98			

STATISTISCHE BERECHNUNG FÜR DAS KOLLEKTIV DER
RESTRIKTIVEN LUNGENKRANKHEITEN

$$r_{xy} = \frac{n \cdot \sum x_i y_i - (\sum x_i)(\sum y_i)}{\sqrt{[n \cdot \sum x_i^2 - (\sum x_i)^2] \cdot [(\sum y_i)^2 - (\sum y_i)^2]}}$$

$$\frac{(38) \cdot (246,98) - (74,1)(121,3)}{\sqrt{[(38) \cdot (157,59) - (74,1)^2] \cdot [(38) \cdot (410,61) - (121,3)^2]}}$$

$$= \frac{396,91}{665,296264} = 0,596591556$$

$$m_1 = \frac{246,98 - \frac{(74,1)(121,3)}{38}}{157,59 - \frac{(74,1)^2}{38}} = \frac{10,445}{13,095} = 0,7976322684$$

$$b_1 = \frac{(121,3) - (0,7976322684)(74,1)}{38} = 1,636721529$$

für $x = 1$ ist $y = 0,7976322684 + 1,636721529$

$$= 2,434354213$$

$$m_2 = \frac{246,98 - \frac{(74,1)(121,3)}{38}}{410,61 - \frac{(121,3)^2}{38}} = \frac{10,445}{23,40763158} = 0,4462219924$$

$$b_2 = \frac{(121,3) - (0,4462219924)(74,1)}{38} = 2,321972378$$

für $x = 1$ $y = 2,76819437$

$$r_{x_y} = \frac{m \delta_x}{\delta_y} = \frac{0,7976322684 \cdot 0,5949108496}{0,7953858757} = 0,596591355$$

$$\delta_x = \left[\frac{(157,59) - \frac{(74,1)^2}{38}}{37} \right]^{1/2} = 0,5949108496$$

$$\delta_y = \left[\frac{(410,61) - \frac{(121,3)^2}{38}}{37} \right]^{1/2} = 0,7953858757$$

$$\delta_e = 0,7953858757 \cdot \sqrt{1 - (0,5965913556)^2} = 0,6383330951$$

$$\Sigma \frac{y_i}{y_i} = \frac{121,3}{38} = 3,192105263$$

KOLLEKTIV DER
OBSTRUKTIVEN LUNGENKRANKHEITEN
(n = 34)

x_i	x_i^2	y_i	y_i^2	$x_i y_i$
3,5	12,25	3,5	12,25	12,25
3,8	14,44	4,2	17,64	15,96
4,8	23,04	4,5	20,25	21,6
1,9	3,61	3,5	12,25	6,65
10,8	116,64	9,0	81,0	97,2
2,1	4,41	4,5	20,25	9,45
6,9	47,61	4,0	16,0	27,6
3,6	12,96	4,0	16,0	14,4
4,6	21,16	4,4	19,36	20,24
3,0	9,0	3,3	10,89	9,9
4,1	16,81	6,0	36,0	24,6
4,9	24,01	6,4	40,96	31,36
12,4	153,76	9,6	92,16	119,04
11,4	129,96	7,4	54,76	84,36
3,1	9,61	5,5	30,25	17,05
4,2	17,64	4,0	16,0	16,8
5,9	34,81	8,4	70,56	49,56
3,6	12,96	4,5	20,25	16,2
4,3	18,49	6,0	36,0	25,8
4,9	24,01	4,0	16,0	19,6
3,0	9,0	4,6	21,16	13,8
5,5	30,25	5,3	28,09	29,15
7,1	50,41	8,0	64,0	56,8
5,5	30,25	4,4	19,36	24,2
2,8	7,84	4,9	24,01	13,72
7,4	54,76	5,0	25,0	37,0
3,3	10,89	4,0	16,0	13,2
2,6	6,76	4,0	16,0	10,4
1,7	2,89	3,0	9,0	5,1
1,8	3,24	2,5	6,25	4,5
1,6	2,56	2,7	7,29	4,32
2,3	5,29	4,8	23,04	11,04
1,8	3,24	3,0	9,0	5,4
1,3	1,69	3,2	10,24	4,16

$$\Sigma x_i = 151,5$$

$$\Sigma x_i^2 = 926,25$$

$$\Sigma y_i = 166,1$$

$$\Sigma y_i^2 = 917,27$$

$$\Sigma x_i \cdot y_i = 872,41$$

STATISTISCHE BERECHNUNGEN FÜR DAS KOLLEKTIV DER
OBSTRUKTIVEN LUNGENKRANKHEITEN

$$r_{xy} = \frac{(34)(872,41) - (151,5)(166,1)}{\sqrt{[(34) \cdot (926,25) - (151,5)^2] \cdot [(34)(917,27) - (166,1)^2]}}$$

$$\frac{4497,79}{5543,24} = 0,811400206 \quad 0,81$$

$$m_1 = \frac{872,41 - \frac{(151,5)(166,1)}{34}}{(926,25) - \frac{(151,5)^2}{34}} = \frac{132,288}{251,18} = 0,5266598$$

$$b_1 = \frac{(166,1) - (0,5266)(151,5)}{34} = 2,53882647$$

für $x = 1$ $y = 3,0655$

$$m_2 = \frac{872,41 - \frac{(151,5)(166,1)}{34}}{917,27 - \frac{(166,1)^2}{34}} = \frac{132,288}{105,82} = 1,25$$

$$b_2 = \frac{(166,1) - (1,25) \cdot (151,5)}{34} = 0,684558823$$

für $x = 1$ $y = 0,566$

$$s_x = \left[\frac{926,25 - \frac{(151,5)^2}{34}}{33} \right]^{\frac{1}{2}} = 2,758918$$

$$s_y = \left[\frac{917,27 - \frac{(166,1)^2}{34}}{33} \right]^{\frac{1}{2}} = 1,790739$$

$$s_e = 1,79 \sqrt{1 - (0,811400206)^2} = 1,04$$

$$r_{xy} = \frac{\sum x y}{\sum y^2} = 0,8114$$

$$\sum \frac{1}{y_i} = \frac{165,1}{34} = 4,855882353$$

KOLLEKTIV MIT
KOMBINIERT RESTRIKTIV-OBSTRUKTIVEN LUNGENKRANKHEITEN
(n = 57)

x_i	x_i^2	y_i	y_i^2	$x_i \cdot y_i$
7,9	62,41	9,0	81,0	71,7
8,0	64,0	6,0	36,0	48,0
8,0	64,0	5,0	25,0	40,0
8,0	64,0	5,8	33,64	46,4
7,7	59,29	7,5	56,25	57,75
7,1	50,41	5,8	33,64	41,18
8,1	65,61	6,5	42,25	52,65
9,1	82,81	7,0	49,0	63,7
7,3	53,29	6,5	42,25	47,45
7,5	56,25	7,5	56,25	56,25
13,9	193,21	6,6	43,56	91,74
9,0	81,0	7,4	54,76	66,6
7,5	56,25	9,5	90,25	71,25
6,2	38,44	4,5	20,25	27,9
7,4	54,76	5,2	27,04	38,48
9,0	81,0	8,5	72,25	76,5
13,7	187,69	9,5	90,25	130,15
14,8	219,04	8,3	68,89	122,84
6,5	42,25	6,0	36,0	39,0
8,3	68,89	6,6	43,56	54,78
6,1	37,21	7,3	53,29	44,53
7,2	51,84	4,5	20,25	32,4
14,2	201,64	6,8	46,24	96,56
10,2	104,04	7,3	53,29	74,46
12,8	163,84	9,8	96,04	125,44
7,2	51,84	6,0	36,0	43,2
11,1	123,21	8,7	75,69	96,57
11,4	129,96	8,0	64,0	91,2
3,5	12,25	3,0	9,0	10,5
5,3	28,09	4,0	16,0	21,2
3,8	14,44	3,7	13,69	14,06
4,6	21,16	4,3	18,49	19,78
4,4	19,36	3,7	13,69	16,28
4,1	16,81	5,1	26,01	20,91
3,0	9,0	2,4	5,76	7,2
3,4	11,56	3,7	13,69	12,58
5,7	32,49	6,5	42,25	37,05
3,0	9,0	3,6	12,96	10,8
3,3	10,89	5,2	27,04	17,16
4,3	18,49	4,1	16,81	17,63
4,7	22,09	6,8	46,24	31,96
4,4	19,36	6,0	36,0	26,40
3,2	10,24	5,0	25,0	16,0
4,2	17,64	3,6	12,96	15,12
3,4	11,56	4,8	23,04	16,32

Fortsetzung
 KOLLEKTIV MIT
 KOMBINIERT RESTRIKTIV-OBSTRUKTIVEN LUNGENKRANKHEITEN
 (n = 57)

x_i	x_i^2	y_i	y_i^2	$x_i \cdot y_i$
3,3	10,89	3,4	11,56	11,22
3,7	13,69	4,3	18,49	15,91
5,3	28,09	5,5	30,25	29,15
5,5	30,25	3,1	9,61	17,05
4,1	16,81	4,6	21,16	18,86
3,1	9,61	4,0	16,0	12,4
3,3	10,89	5,6	31,36	18,48
3,1	9,61	3,5	12,25	10,85
3,3	10,89	5,0	25,0	16,5
4,9	24,01	5,4	29,16	26,46
4,4	19,36	4,5	20,25	19,8
4,1	16,81	7,0	49,0	28,7

Σx_i 371,6

Σx_i^2 2 993,52

Σy_i 328,5

Σy_i^2 2 079,61

$\Sigma x_i \cdot y_i$ 2 385,01

STATISTISCHE BERECHNUNGEN FÜR DAS KOLLEKTIV DER
RESTRIKTIV-OBSTRUKTIVEN LUNGENKRANKHEITEN

$$r_{xy} = \frac{(57 \cdot 2385,01) - (371,4)(328,5)}{\sqrt{[57 \cdot 2993,52 - (371,6)^2] [57 \cdot 2079,61 - (328,5)^2]}}$$

$$\frac{135945,57 - 122\ 004,90}{\sqrt{(170630,64 - 138\ 086,56)(118537,77 - 107912,25)}}$$

$$\frac{13940,67}{\sqrt{(32544,08)(10\ 625,52)}} = =$$

$$\frac{13940,67}{34579,772,9} = \frac{13940,67}{18595,64} = 0,75$$

$$m_1 = \frac{2385,01 - \frac{(371,6)(328,5)}{57}}{2993,52 - \frac{(371,6)^2}{57}} = \frac{2385,01 - \frac{122004,90}{57}}{2993,52 - \frac{138086,56}{57}} =$$

$$\frac{2385,01 - 2140,44}{2993,52 - 2422,57} = \frac{244,57}{570,95} = 0,43$$

$$b_1 = \frac{328,5 - (0,43 \cdot 371,6)}{57} = \frac{328,5 - 159,79}{57} =$$

$$\frac{168,71}{57} = 2,96$$

$$\text{für } x = 1 \quad y = 3,39$$

$$m_2 = \frac{244,57}{2079,61 - \frac{107912,25}{57}} = \frac{244,57}{2079,61 - 1893,20} =$$

$$\frac{244,57}{186,41} = 1,31$$

$$b_2 = \frac{328,5 - (1,31 \cdot 371,6)}{57} = - \frac{158,30}{57} = -2,78$$

$$\text{für } x = 1 \quad y = -1,47$$

$$\delta_x = \left[\frac{2993,52 - \frac{138086,56}{57}}{56} \right]^{\frac{1}{2}} = \sqrt{\frac{570,95}{56}} =$$

$$\sqrt{10,20} = 3,19$$

$$\delta_y = \left[\frac{2079,61 - \frac{107912,25}{57}}{56} \right]^{\frac{1}{2}} = \sqrt{\frac{186,41}{56}} =$$

$$\sqrt{3,33} = 1,82$$

$$r_{xy} = \frac{m_1 \delta_x}{\delta_y} = \frac{0,43 \cdot 3,19}{1,82} = 0,75$$

$$r_{xy'} = \frac{m_2 \delta_y}{\delta_x} = 0,75$$

$$\delta_e = \delta_y \sqrt{1 - r_{xy}^2} =$$

$$1,82 \sqrt{1 - (0,75)^2} = 1,21$$

LITERATURVERZEICHNIS

- 1) Baldwin, E.de F., A. Cournand, D.W. Richards jr:
Medicine 27, 1948, 243 - 278
- 2) Baur, X., H. Bergstermann, G. Fruhmann, H. Polke,
G. Praml:
Oszillatorische und ganzkörperplethysmographische
Messung des Atemwegswiderstandes bei allergenindu-
zierten Bronchialobstruktionen, Atemwegs- und Lun-
genkrankheiten 4, 1978, 262 - 264
- 3) Ferlinz, R.:
Lungen- und Bronchialerkrankungen;
Georg Thieme, Stuttgart 1974, 78 - 81
- 4) Förster E., D. Berger, D. Nolte:
Vergleichsmessungen des Atemwegswiderstandes mit
der Oszillationsmethode und mit der Bodyplethysmo-
graphie.
Verh. Dtsch. Ges. inn. Med. 84, 1978, 392 - 395
- 5) Hofmann D., M. Pflug, R. Wänne:
Oszillatorische Impedanz-Messung bei Kindern und
ihre Bedeutung für die pneumologische Diagnostik.
Atemwegs- und Lungenkrankheiten 3, 1979, 124 - 128
- 6) Holle, J.P., H. Magnussen, V. Hartmann:
Die Messung der oszillatorischen Impedanz während
Luft- und He/O₂-Atmung.
Atemwegs- und Lungenkrankheiten 5, 1979, 117 - 119
- 7) Jeremie, U., H.-J. Weitowitz, E. Flügel:
Erfahrungen mit einer praxisgerechten Methode zur
Atemwegswiderstandsmessung.
Bericht über die 18. Jahrestagung der Deutschen
Gesellschaft für Arbeitsmedizin e.V. 18, 1978
- 8) Kaik, G., J. Bonelli, G. Hitzenberger, D. Mago-
metschnigg, H. Rameis:
Bronchotonus und pharmakodynamische Beeinflussbarkeit.
Klinisch pharmakologische Untersuchungen an gesunden
Probanden.
Atemwegs- und Lungenkrankheiten 4, 1978, 398 - 400
- 9) Kappos, A.D., D. Giese, E. Gonsier, G. Schultze-
Werninghaus, J. Meier-Sydow:
Oszillation Measurement of Airway Resistance in
Diagnosis of Extrinsic Bronchial Asthma.
Proc. of The Third Charles Blackley Symposium on
The Clinical Aspects of Allergic Disease 1978

Blatt - 2 - LITERATURVERZEICHNIS

- 10) Korn, V., M. Franetzki, K. Prestele, E. Flügel:
Ein neues Gerät zur oscillatorischen Bestimmung des
Atemwegswiderstandes.
Siemens AG. Prospekt
- 11) Landser, F.J., J. Nagels, M. Demedts, L. Billiet,
K.P. van de Woestijne:
A new method to determine frequency characteristics
of the respiratory system.
J. Appl. Physiol. 41, 1976, 101.
- 12) Mansell, A., H. Levison, K. Kruger, T.L. Tripp:
Measurement of respiratory resistance in children by
forced oscillation.
Am. Rev. Dis. 106, 1972, 710.
- 13) Petro, W., U. Schmidt, G. v. Nieding, W. Korte:
Beziehungen zwischen oszillatorischem Atemwegswider-
stand und Phasenwinkel sowie anderen Lungenfunktions-
größen.
Atemwegs- und Lungenkrankheiten 5, 1979, 120 - 123
- 14) Smidt, U., H. Löllgen, G. v. Nieding, M. Franetzki,
V. Korn, K. Prestele:
A new oscillation method for determining resistance
to breathing.
Verh. Ges. Lungen- und Atmungsforschung 6, 1976, 211

Herrn Prof. Dr. J. Meier danke ich
für die Überlassung des Themas, für
seine richtungsweisende, beratende
und verbessernde Mithilfe bei der
Durchführung der Untersuchungen und
dem Abfassen des Textes.

LEBENS LAUF

Als Sohn der Eheleute Anton Max Rosenheimer und Kriemhild Rosenheimer geb. Rolke, wurde ich am 28. März 1949 in München geboren. Im Jahre

1952 verlegten meine Eltern ihren Wohnsitz nach Gauting, wo ich fünf Jahre die Volksschule besuchte.

1960 trat ich in das staatliche Kurt-Huber-Gymnasium in Gräfelfing ein und legte

1970 die Reifeprüfung ab.

An der Ludwigs-Maximilians-Universität in München belegte ich im Winter

1970/71 das Fach Naturwissenschaften und bekam im gleichen Jahr die Zulassung zum Studium der Humanmedizin, das ich mit dem Prädikat sehr gut abschloss.

Meine Medizinalassistentenzeit leistete ich von Oktober 1977 bis November 1978 auf dem Fachgebiet für Innere Medizin und Chirurgie ab. Anschliessend war ich Assistent in der Inneren Abteilung des Deutschen Herzzentrums in München.

Seit 1. Januar 1980 bin ich im Zentralkrankenhaus in Gauting tätig.

